

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-204330

(P2006-204330A)

(43) 公開日 平成18年8月10日(2006.8.10)

| | | |
|--------------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl. | F I | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 6/03 (2006.01) | A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q | 4 C 0 9 3 |
| A 6 1 B 6/00 (2006.01) | A 6 1 B 6/03 3 6 0 G | 4 C 0 9 6 |
| A 6 1 B 6/08 (2006.01) | A 6 1 B 6/00 3 6 0 B | 4 C 6 0 1 |
| A 6 1 B 6/14 (2006.01) | A 6 1 B 6/08 3 3 0 | |
| A 6 1 B 8/00 (2006.01) | A 6 1 B 6/14 3 1 3 | |
| 審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 33 頁) 最終頁に続く | | |

(21) 出願番号 特願2005-16352 (P2005-16352)

(22) 出願日 平成17年1月25日 (2005.1.25)

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(74) 代理人 100114166

弁理士 高橋 浩三

(72) 発明者 篠原 大

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

株式会社日立メディ

コ内

(72) 発明者 榎 宏太郎

東京都大田区久が原5-30-2

Fターム(参考) 4C093 AA02 AA22 AA27 BA03 CA16

CA23 CA34 DA04 DA05 EA02

EB10 EC02 EC16 FF35 FF42

最終頁に続く

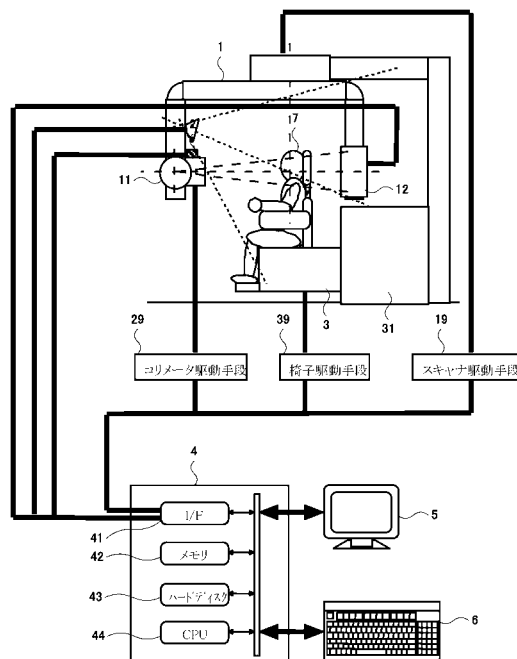
(54) 【発明の名称】 画像表示装置

(57) 【要約】

【課題】被検体の透視画像と可視光画像を同時に適宜重ね合わせて表示することによって、被検体の状態等を容易に把握できるようにする。

【解決手段】内部構造取得手段は、X線源からX線を照射し、X線源に対向して配置された検出器によって被検体を撮影するX線撮影手段や核磁気共鳴を利用したMRIや超音波装置などで構成される。外部表面情報取得手段は、被検体から反射する可視光を撮影する可視光撮影手段(カメラなど)で構成される。表示手段は、可視光撮影手段の撮影結果から可視光3次元画像を再構成し、これと内部構造取得手段によって取得された内部構造とを重ね合わせて表示する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の内部構造の情報を取得する内部構造情報取得手段と、
前記被検体の外部表面の情報を取得する外部表面情報取得手段と、
前記内部構造情報取得手段で取得された前記内部構造情報及び前記外部表面情報取得手段で取得された前記外部表面情報に基づいて前記被検体の内部構造に関する画像及び外部表面に関する画像を重ね合わせて同時に表示する表示手段と
を備えたことを特徴とする画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、X線CT装置、MRI装置、超音波装置などで撮影された物体の内部構造を示す画像及び物体の表面構造を示す可視光画像を表示することのできる画像表示装置に関する。

【背景技術】

【0002】

図1は、従来のX線断層撮影装置の一例を示す図である。図1に示されるように従来のX線断層撮影装置は、2次元X線像（投影像）を撮影する計測装置と、投影像を保存し断層像を再構成する画像処理装置と、画像を表示する画像表示装置と、文字等の情報を入力する外部入力装置とから構成されている。

20

【0003】

スキャナ1は、図に示すようにX線管11及び2次元検出器12が被検体7を挟んでお互いに対向するように配置されている。X線管11は、X線焦点から円錐状のX線を被検者7に向け照射する。2次元検出器12は、被検者7を透過したX線の強度を検出する。この2次元検出器12で検出されたX線強度が投影像データとして信号処理される。X線管11及び2次元検出器12は、ほぼ被検者7の体軸を回転の中心としてその周りを回転するように構成されている。X線管11及び2次元検出器12が微小角度回転する毎に、X線管11から円錐状のX線が照射され、被検者7を透過したX線の強度が2次元検出器12によって検出される。この動作が全周分繰り返されて、結果的に投影像データとして百から数百の透過X線強度データが収集される。

30

【0004】

2次元検出器12で計測された透過X線強度データは、ディジタル信号に変換された後、画像処理部4に送られる。計測部から送られてきた透過X線強度データ（以下投影像と記す）は、インターフェース（I/F）41を介して、メモリ42に一旦格納され、その後ハードディスク43に保存される。このようにして投影像が保存される。

【0005】

投影像を表示する場合は、ハードディスク43に保存された投影像を一旦メモリ42に読み出し、読み出されたデータが表示装置5に表示されるようにする。投影像を補正する場合は、ハードディスク43に保存された投影像を一旦メモリ42に読み出し、CPU44によって検出器の感度ムラに起因する投影像の乱れ等を補正する。補正された投影像は再構成される。

40

【0006】

フィルタリング処理では、CPU44内で周知のShepp-Logan filter等の補正フィルタ等を使用して投影像全体に対して補正処理を行う。

3次元再構成演算では、以上に示した処理を行って得られた投影像から被検者7を表示する領域中の3次元的なX線吸収係数分布をCPU44内で再構成演算し、3次元再構成画像を作成する。再構成演算の方法としては、周知のFeldkamp法によるコーンビーム再構成演算などが知られている。

【0007】

3次元再構成画像は、ハードディスク43等に保存可能である。3次元再構成画像を表

50

示する際は、ハードディスク 4 3 等に保存された 3 次元再構成画像をメモリ 4 2 に読み出し、メモリ 4 2 に読み出されたデータを表示装置 5 に表示する。再投影演算では、図 1 に示すハードディスク 4 3 に保存されている 3 次元再構成画像をメモリ 4 2 に読み出し、CPU 4 4 によって、例えば、特許文献 1 に開示される再投影演算を行い、3 次元再投影画像を作成する。作成された 3 次元再投影画像は、ハードディスク 4 4 に保存される。ハードディスク 4 4 に保存された 3 次元再投影画像を表示するには、ハードディスク 4 4 からメモリ 4 2 に読み出して表示装置 5 に表示する。

【0008】

従来の技術では、再構成を行う前に、投影像等を用いて撮影範囲を計画する、いわゆるスキャン計画が一般に行われていた。スキャン計画には例えば X 線管及び検出器を回転せず 10 に任意の位置に固定し、ベッドを移動しながら X 線を被検者に向け照射して投影像を得るスキャノグラムがある。この方法では X 線投影像が得られるため、被検者の体内にあって体外から確認が困難な部位についてもスキャン計画を行うことができるというメリットがある反面、X 線による被曝を伴うという点でリスクを伴っていた。

【0009】

また、従来技術の X 線スキャン計画では、以下のような手順で撮影を行っている。つまり、まず被検者を椅子やベッド上に位置させ、検査者は多くの場合リモートで経験や勘に頼って粗い位置決めを行い透視する。透視した画像を確認しながら検査者は繰り返し微調整を行う。微調整は多くの場合、アームの回転角 0° 、 90° 、 0° と 3 回セットで透視 20 して上下前後左右の位置上、撮影範囲に所望の領域が含まれるか調整する。微調整で位置を正確に出すためには、検査者には経験や勘が必要な上、被検者に被曝を強いていた。

【0010】

また、特許文献 2 には、CT スキャナにおいて、ビデオカメラの 2 次元撮影結果を用いて寝台移動の制御を行うことが記載されている。しかし、これは CT スキャナの寝台送りの制御への利用に過ぎない。

【特許文献 1】特開平 9 - 2 5 3 0 7 9 号公報

【特許文献 2】特開平 8 - 1 2 6 6 3 8 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

上述のように、従来は、X 線投影像と可視光画像を表示可能な装置において、それぞれの画像を別々の制御に利用することは行われていた。すなわち、X 線投影像を用いてスキャン計画を立てたり、ビデオカメラで撮影した可視光画像を用いて寝台移動の制御を行っていたに過ぎない。従って、両方の画像を同時に表示し両画像の関係に基づいてスキャン計画を立てたり、寝台移動の制御を行ったりということを行うことができなかったのが現状である。

本発明の目的は、上述の点に鑑みなされたものであり、被検体の投影像と可視光画像を同時に適宜重ね合わせて表示することによって、被検体の状態等を容易に把握することのできる画像表示装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の第 1 の特徴は、被検体の内部構造の情報を取得する内部構造情報取得手段と、前記被検体の外部表面の情報を取得する外部表面情報取得手段と、前記内部構造情報取得手段で取得された前記内部構造情報及び前記外部表面情報取得手段で取得された前記外部表面情報に基づいて前記被検体の内部構造に関する画像及び外部表面に関する画像を重ね合わせて同時に表示する表示手段とを備えたことにある。

内部構造取得手段は、X 線源から X 線を照射し、X 線源に対向して配置された検出器によって被検体を撮影する X 線撮影手段や核磁気共鳴を利用した MRI や超音波装置などで構成される。外部表面情報取得手段は、被検体から反射する可視光を撮影する可視光撮影手段（カメラなど）で構成される。外部表面情報取得手段による情報取得は、外部表面情 50

10

20

30

40

50

報取得手段による内部情報取得時と同時又は別個に行われる。表示手段は、可視光撮影手段の撮影結果から可視光３次元画像を再構成し、これと内部構造取得手段によって取得された内部構造とを重ね合わせて表示する。これによって、投影像と可視光画像が同時に表示されるので、被検体の状態等を容易に把握することができる。

【発明の効果】

【００１３】

本発明によれば、被検体の投影像と可視光画像を同時に適宜重ね合わせて表示することによって、被検体の状態等を容易に把握することができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１４】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して詳細に説明する。

図２は、本発明の画像表示装置の一実施の形態であるＸ線断層撮影装置のハードウェア構成の一例を示す。この例では、頭頸部の撮影のための座位型Ｘ線診断装置を示しているが、Ｘ線断層撮影装置はＣアーム型装置、ＣＴ装置、被検者回転型装置などでもよい。

【００１５】

スキャナ１は、図に示すようにＸ線管１１及び２次元検出器１２が被検者７を挟んでお互いに対向するように配置されている。Ｘ線管１１は、Ｘ線を照射する。検出器１２は、Ｘ線管１１から照射されたＸ線を検出する。スキャナ支持器１７は、スキャナ１を支持する支柱である。スキャナ回転軸１８は、スキャナ１の回転中心であり、被検者７の体軸とほぼ一致するように設けられている。スキャナ駆動手段１９は、スキャナ１をスキャナ回転軸１８を中心として回転駆動するものである。コリメータ２は、Ｘ線管１１から照射するＸ線の範囲を限定するものである。コリメータ駆動手段２９は、コリメータ２を駆動してＸ線の限定範囲を制御するものである。椅子３は、被検者７が座り、位置を固定するためのものであり。椅子支持器３１によって支持され、椅子駆動手段３９によって椅子３の位置が駆動されるようになっている。

【００１６】

画像処理部４は、検出器１２で検出されたＸ線の強度信号を種々処理して映像を作成するものであり、インターフェース（Ｉ／Ｆ）４１、メモリ４２、ハードディスク４３、ＣＰＵ４４などから構成される。インターフェース（Ｉ／Ｆ）４１は、Ｘ線投影像及び可視光撮影像の入出力及びスキャナ駆動手段１９と椅子駆動手段３９とコリメータ駆動手段２９との間で通信を行うものである。メモリ４２は、画像データを格納したり、各種処理で発生するデータを一時的に格納するものである。ハードディスク４３は、演算処理に必要な画像データなどを保存するものである。ＣＰＵ４４は演算処理を行うものである。表示装置５は、Ｘ線投影像及び可視光撮影像などを表示するものである。外部入力装置６は、操作者によって操作されるキーボードなどである。カメラ８は、可視光を撮影するものであり、被検者７に対して被爆を生じさせない。照明９は、被検者７に光を照射するものである。

【００１７】

図３は、図２に示した計測装置の内、スキャナ１に対するカメラ８及び照明９の配置について示す図である。カメラ８は、Ｘ線管１１の焦点からほぼ被検者７の体軸と一致するスキャナ回転軸１８を中心に角度 θ だけずらした位置に配置する。図３（Ｂ）に示すようにスキャナ１が角度 θ だけ図３において時計方向に回転すると、このカメラ８によりＸ線管１１の焦点位置から見た画像と同一の回転角度からの可視光画像を得られることになる。また、照明９をカメラ８側から照らすことにより、被検者７に対して陰影の少ない画像を常に得ることができる。図では、照明９をカメラ８とは別体に設けてあるが、照明による陰影を少なくするためにカメラ８のレンズ周囲に装着するリング状の照明を用いることが望ましい。さらに陰影を少なくするためには、光源を複数使用してさまざまな方向から被検体７を照らすようにしてもよい。また、リングライトと複数の光源を使用すれば一層陰影を少なくすることが可能である。カメラ８は、スキャナ１の回転角度に同期して撮影を行う。これによって、カメラ８は、被検者７の周囲３６０°について回転撮影を行い、

10

20

30

40

50

複数枚の角度同期回転撮影画像を得ることができる。

【0018】

図4は、カメラ8により得た回転撮影画像を基に3次元再構成画像を生成する処理の過程を示す図である。図5は、カメラ8により得た回転撮影画像を基に3次元再構成画像を生成する処理の流れを示すフローチャート図である。

【0019】

まず、最初のステップS50では、被検者7が椅子に座っていない状態でカメラ8により回転撮影を行い複数枚のマスク画像を得るための可視光マスク画像回転撮影処理を行う。このマスク画像を撮影する際には、椅子3は所定の位置に移動しておく。この所定位置は、例えば子供と大人の体格の差や、頭部、歯顎部、頸部などの部位に応じて複数設定することが

10

【0020】

また、カメラ8による撮影範囲はX線投影像に比べて広角であり、X線投影像を含む広い視野範囲を撮影する。なお、この視野範囲すなわちカメラ8による撮影範囲は、状況に応じて拡大縮小することもできる。

【0021】

さらに、上述のマスク画像は被検者7を撮影する前に毎回撮影する必要は無く、予め定められた位置において撮影した回転画像を画像処理装置内のハードディスク43に保存しておき、椅子3の所定位置などに応じて必要なものをメモリ42に展開し、それを画像処理に用いるようにしてもよい。

20

【0022】

ステップS51では、被検者7を椅子に座らせ、被検者7の体格と部位に応じて、椅子3の位置を椅子駆動手段39により移動するための被検者設定処理を行う。

ステップS52では、被検者7が椅子3に座った状態でカメラ8にてスキャナ支持器14を回転させながら撮影を行い、複数枚のライブ画像を得るための可視光ライブ画像回転撮影処理を行う。

【0023】

ステップS53では、ステップS52で取得されたライブ画像から被検者7を抽出するための被検者抽出画像生成処理を行う。この処理は、先ず複数枚のマスク画像とライブ画像とを各角度毎に差分して画像を作成することによって行う。

30

【0024】

ここで使用するマスク画像は、ライブ画像の椅子3の位置と同じ位置で撮影したものである。カメラ8により得た画像がカラーである場合には、差分を行う前にグレースケールでマッピングし、モノクローム表示に変換する。また、画像マトリクスは128×128ピクセル以下で十分であるため、大きな画像マトリクスが得られるカメラである場合には、画素を規則的に間引いて使用する。

【0025】

マスク画像とライブ画像間では、被検者7以外の椅子3や検出器12などの背景が同一であるため、これらの差分画像では被検者以外の背景の画素値はほぼ0となる。このため、例えば画素値が±20以外の領域を被検者抽出領域として抽出する。この被検者抽出領域の画素値を1、被検者抽出領域以外の背景の画素値を0とする被検者抽出画像を生成する。

40

【0026】

なお、ここで椅子3は、被検者7の撮影部位の後方からの画像を十分に得るためには極力小さなことが好ましい。例えば、歯顎部を撮影する場合には、ヘッドレストとそれを支える部分はできるだけ幅を狭くして被検者抽出画像を十分に生成できるようにすることが望ましい。さらに望ましくは、ヘッドレストとそれを支える部分を透明な材質で構成すればより完全な被検者抽出画像が得られる。

【0027】

ステップS54では、回転撮影により得た複数枚の被検者抽出画像を基に、周知のF e

50

l d k a m p 法によるコーンビーム再構成演算を C P U 4 4 内で実行し、可視光 3 次元再構成画像を作成する。作成された可視光 3 次元再構成画像は、図 1 に示すハードディスク 4 3 に保存する。3 次元再構成画像表示では、3 次元再構成画像保存によってハードディスク 4 3 に保存された可視光 3 次元再構成画像を図 1 に示すメモリ 4 2 に読み出し、メモリ 4 2 に読み出されたデータを表示装置 5 に表示する。

【 0 0 2 8 】

ステップ S 5 5 では、ハードディスク 4 3 に保存されている可視光 3 次元再構成画像をメモリ 4 2 に読み出し、C P U 4 4 内で、例えば、特許文献 1 に開示されている再投影演算手段により再投影演算を行い、可視光 3 次元再投影画像を作成する可視光 3 次元再投影画像生成処理を行う。以下、基本的に再構成画像は被検者の断層像を意味し、再投影画像は再構成画像を構築して 3 次元の像にしたものを示すものとする。

10

【 0 0 2 9 】

また、ライブ画像と被検者抽出画像を基にして、ライブ画像の被検者の背景をブルースクリーンなどに置き換えた被検者抽出ライブ画像を生成する。この複数枚の被検者抽出ライブ画像を 3 次元再投影画像の被検者表面にテクスチャマッピングし、被検者のカラー 3 次元投影画像を得ることもできる。

【 0 0 3 0 】

図 6 は、X 線検出器 1 2 により得た X 線透視画像と可視光 3 次元再投影画像とを重ね合わせて位置決めに用いる画像を生成する処理の過程を示す図である。図 7 は、X 線検出器 1 2 により得た X 線透視画像と可視光 3 次元再投影画像とを重ね合わせて位置決めに用い

20

【 0 0 3 1 】

まず、ステップ S 7 0 では、可視光撮影と同じ位置に被検者 7 を椅子に座らせ、被検者 7 が椅子に座った状態で、被検者 7 の体格と部位に応じて、椅子 3 の位置を椅子駆動手段 3 9 により移動するための被検者設定処理を行う。

【 0 0 3 2 】

次のステップ S 7 1 では、スキャナ支持器 1 4 を L A T 方向からの撮影に設定して、X 線管 1 1 及び検出器 1 2 にて撮影を行う L A T 位置決め画像撮影処理を行う。これによって、L A T 位置決め画像が取得される。

【 0 0 3 3 】

ステップ S 7 2 では、スキャナ支持器 1 4 を回転し、スキャナ支持器 1 4 を A - P 方向からの撮影に設定して、X 線管 1 1 及び検出器 1 2 にて撮影を行う A - P 位置決め画像撮影処理を行う。これによって、A - P 位置決め画像が取得される。なお、検出器 1 2 による撮影範囲はユーザーの設定により選択可能である。状況に応じてコリメータ 2 により撮影範囲を縮小することもできる。

30

【 0 0 3 4 】

ステップ S 7 3 では、図 5 の処理にて作成された可視光 3 次元再投影画像と、ステップ S 7 1 で取得された L A T 位置決め画像と、ステップ S 7 2 で取得された A - P 位置決め画像とをそれぞれ重ねあわせた画像を生成する処理を行う。

ステップ S 7 4 では、上述のようにして得られた X 線透視画像と可視光 3 次元再投影画像の重ね合わせられた 3 次元画像を用いて位置決めを実施する。

40

【 0 0 3 5 】

図 8 は、前述の処理によって取得された可視光 3 次元投影画像の一例を示す図である。図 9 は、図 8 の可視光 3 次元投影画像に、X 線による透視画像を重ねて表示した場合の一例を示す図である。図 9 では、L A T 方向の透視画像と A P 方向の透視画像の両方を重ねて表示した場合が示されている。

【 0 0 3 6 】

図 8 の可視光 3 次元再構成画像は、カメラ画像上でのスキャナの回転中心軸の位置、カメラと回転中心軸との幾何学的距離及び画素サイズなどを基にして生成したものであるため、可視光 3 次元再投影画像上でスキャナの回転中心軸や回転面、回転中心などスキャナ

50

1 とカメラ 8 による幾何学的位置を再現することができる。

【 0 0 3 7 】

また、これらの幾何学的位置は、同一のスキャナ上に配置されている X 線管 1 1 及び検出器 1 2 によって得られる X 線による X 線 3 次元再構成画像並びに透視 3 次元再投影画像の有する幾何学的位置と照合できる。X 線管 1 1 及び検出器 1 2 の設置位置に対して、カメラ 8 の設置位置を機械的に調整したり若しくはソフトで補正することにより可視光 3 次元投影画像上でスキャナ 1 の回転中心軸、回転面、回転中心などの幾何学的位置を合わせることが可能である。

【 0 0 3 8 】

X 線による透視画像領域は、検出器 1 2 の形状により異なる。検出器 1 2 がイメージインテンシファイアのように円形の場合には、透視画像領域は円形となる。また、検出器 1 2 がフラットパネルのように長方形の場合には、透視画像領域は長方形となる。

【 0 0 3 9 】

このようにして得た、カメラ画像を基に生成した被検者の可視光 3 次元再投影画像と、X 線による透視画像 (LAT 方向透視画像, AP 方向透視画像) を、図 9 のように重ね合わせて表示することにより、現在座っている被検者体 7 のどの領域を、X 線により透視 3 次元再投影できるのかを、画像化して表現できる。操作者は、図 1 の表示装置を用いて、これらの重ね合わせ画像を確認することができる。

【 0 0 4 0 】

図 1 0 は、カメラ系座標系と X 線計測系座標系の相対的な移動の関係を示す図である。X 線による透視画像内に被検者 7 の計測したい部位が含まれない場合には、図 1 の外部入力装置を操作して、椅子駆動手段 3 9 に反映して、X 線による透視画像領域と、カメラ画像を基に生成した被検者の可視光 3 次元再投影画像とを相対的に移動して調整する。図 1 0 ではカメラ計測計座標に対して、X 線計測系座標系を被検者正面方向に移動することにより、被検者の歯顎部全体を X 線による 3 次元再投影画像領域に含まれるように設定したことを示している。

【 0 0 4 1 】

図 1 1 は、検出器の視野サイズもしくはコリメータによる視野サイズの変更の関係を示す図である。X 線による透視 3 次元再投影画像領域を変更する場合には、図 1 の外部入力装置を操作して、検出器の撮影領域の範囲やコリメータを駆動して、X 線による透視画像領域を変更してより適切な X 線による透視画像領域を指定する。図 1 1 では図 1 0 に比べて小さい領域モデルを選択した結果を示している。広い領域モデルを選択することにより、より広範囲の 3 次元再投影画像を得ることができる。また、小さい領域モデルを選択することにより、注目する部のみの画像を詳細に得ると共に、被検者の被曝を抑えることもできる。

【 0 0 4 2 】

図 1 2 は、X 線による透視画像のうち、LAT 方向の透視画像のみを被検者の可視光 3 次元再投影画像に重ねて表示することを示す図である。図 1 3 は、X 線による透視画像のうち、AP 方向の透視画像のみを被検者の可視光 3 次元再投影画像に重ねて表示することを示す図である。このように透視画像は任意の方向の画像のみを選択的に用いて表示することもできる。また、図 1 0 と図 1 1 に示したように、異なる透視画像領域の透視画像を組み合わせることもできる。たとえば、複数枚の LAT 画像を重ねて表示したり、大きさの異なる LAT 画像と AP 画像とを重ねて表示したりすることもできる。

【 0 0 4 3 】

図 1 4 は、X 線による透視画像上に、X 線管焦点から検出器までの X 線経路の境界を重ねて表示することを示す図である。透視画像は、焦点から検出器に向かってコーンビーム状に広がる X 線ビームによって、その経路上の構造物の差異による X 線の吸収の差により画像化されるものである。ビームの進行方向が並行ビームではないことが、位置決めを困難にしている。そこで、この X 線経路のモデルを被検者の可視光 3 次元再投影画像と X 線による透視画像とに重ねて表示するようにした。これにより透視画像が得られた範囲、X

線経路の傾きが明示されるので、これを参考にして位置決めを容易に実施することができる。

【 0 0 4 4 】

図 1 5 は、X 線による透視画像を、検出器の位置に表示することを示す図である。透視画像は、X 線経路上の全ての構造物の X 線吸収の結果を検出器によって検出することによって得られるものである。そこで、ここでは、そのイメージを表示するようにした。

【 0 0 4 5 】

図 1 6 は、X 線による透視画像を、X 線経路上の任意の位置に表示することを示す図である。透視画像は、X 線経路上の任意の位置に配置することが論理的に可能であり、自由な位置に配置することができる。このような操作は、重ね合わせ表示を行うことが可能な全ての X 線による透視画像に対して独立に行うことができる。

10

【 0 0 4 6 】

図 1 7 は、X 線による透視画像において、被検者の輪郭内の画像を生成し、これを被検者の可視光 3 次元再投影画像に重ね合わせて表示することを示す図である。透視画像において必要な情報は被検者の輪郭内部に集中しており、これのみを抽出して表示することにより、有益な情報のみを表現することも可能である。

【 0 0 4 7 】

図 1 8 は、カメラ 8 により得た回転撮影画像を基に可視光 3 次元再構成画像を生成する処理の過程と X 線による透視画像を基に X 線 3 次元再構成画像を生成する処理の過程とによってそれぞれ生成された 3 次元画像を重ね合わせる場合の一例を示す図である。図 1 9

20

【 0 0 4 8 】

まず、ステップ S 1 9 0 では、被検者 7 が椅子に座っていない状態でカメラ 8 により回転撮影を行い複数枚のマスク画像を得る可視光被検者無し画像撮影処理を行う。このマスク画像撮影の際には、椅子 3 は所定位置まで移動しておく。この所定位置は、例えば子供と大人の体格の差や、頭部、歯顎部、頸部などの部位に応じて複数設定できる。また、カメラ 8 による撮影範囲は X 線投影像に比べて広角であり、X 線投影像を含む広い視野範囲を撮影する。或いは状況に応じてカメラ 8 による撮影範囲を拡大縮小することもできる。

【 0 0 4 9 】

また、マスク画像は被検者 7 を撮影する前に毎回撮影する必要は無く、予め定められた位置に於いて撮影した回転画像を画像処理装置内のハードディスク 4 3 に保存しておき、必要に応じてメモリ 4 2 に展開し、画像処理に用いることができる。

30

【 0 0 5 0 】

次にステップ S 1 9 1 では、被検者 7 を椅子に座らせ、被検者 7 の体格と部位に応じて、椅子 3 の位置を椅子駆動手段 3 9 により移動する。そして被検者 7 が椅子 3 に座った状態でカメラ 8 にてスキャナ支持器 1 4 を回転させながら撮影を行い、複数枚のライブ画像を得る可視光被検者画像撮影処理を行う。

【 0 0 5 1 】

次に、ライブ画像から被検者 7 だけを抽出するために、ステップ S 1 9 2 では、先ず複数枚のマスク画像とライブ画像とを各角度毎に差分して画像を作成する差分画像生成処理を行う。なお、ここで椅子 3 は被検者 7 の撮影部位の後方からの画像を十分に得るためには極力小さなことが好ましい。例えば歯顎部を撮影する場合には、ヘッドレストとそれを支える部分はできるだけ幅を狭くして上記被検者抽出画像を十分に生成できるようにすることが望ましい。さらに望ましくは、ヘッドレストとそれを支える部分を透明な材質で構成すればより完全な被検者抽出画像が得られる。

40

【 0 0 5 2 】

次に、ライブ画像から被検者 7 だけを抽出するために、ステップ S 1 9 2 では、先ず複数枚のマスク画像とライブ画像とを各角度毎に差分して画像を作成する差分画像生成処理を行う。ここで使用するマスク画像は、ライブ画像の椅子 3 の位置と同じ位置で撮影したものである。カメラ 8 により得た画像がカラーである場合には、差分を行う前にグレイス

50

ケールでマッピングし、モノクローム表示に変換する。また画像マトリクスは 128×128 ピクセル以下で十分であるため、大きな画像マトリクスが得られるカメラである場合には、画素を規則的に間引いて使用する。

【0053】

ステップS193では、マスク画像とライブ画像間では、被検者7以外の椅子3や検出器12などの背景が同一であるため、これらの差分画像では被検者以外の背景の画素値はほぼ0となる。このため、例えば画素値が ± 20 以外の領域を被検者抽出領域として抽出する外輪郭画像生成処理を行う。

ステップS194では、外輪郭画像を基に、回転撮影により得た可視光被検者画像の被検者のみを抽出した、可視光被検者抽出画像を生成する。

10

【0054】

ステップS195では、ステップS193により得た外輪郭画像を基に、周知のFieldkamp法によるコーンビーム再構成演算をCPU44内で実行し、可視光3次元再構成画像を作成する。可視光3次元再構成画像は図2に示すハードディスク43に保存する。

【0055】

ステップS196では、ハードディスク43に保存されている可視光3次元再構成画像をメモリ42に読み出し、CPU44内で、例えば[特許文献1]に開示の再投影演算手段により再投影演算を行い、複数枚の被検者抽出ライブ画像を3次元再投影画像の被検者表面にテクスチャーマッピングし、被検者のカラー3次元投影画像(可視光3次元投影画像)を作成する。以下、基本的に再構成画像は被検者の断層像を意味し、再投影画像は再構成画像を構築して3次元の像にしたものを示すものとする。このときに、コントラストや透明度の調整を行う。なお、ライブ画像と被検者抽出画像を基にして、ライブ画像の被検者の背景をブルースクリーンなどに置き換えた被検者抽出ライブ画像を生成してもよい。

20

【0056】

一方、ステップS197では、ステップS191のカメラ撮影と同時にまたは別個に、被検者7を椅子に座らせ、被検者7のX線画像を撮影するX線被検者画像撮影処理を行う。ステップS198では、撮影したX線投影画像を基にX線コーンビーム再構成断面画像生成処理を行う。ステップS199では、X線3次元投影画像生成処理を行う。このときに、コントラスト、透明度、カラーなどの調整を行う。ステップS19aでは、ステップS196で生成された可視光3次元投影画像とステップS199で生成されたX線3次元投影画像との両者を重ね合わせた画像を生成して表示装置5に表示する。

30

【0057】

図20は、カメラ8により得た回転撮影画像を基に可視光3次元再構成画像を生成する処理の過程とX線による透視画像を基にX線3次元再構成画像を生成する処理の過程とによってそれぞれ生成された3次元画像を重ね合わせる場合の別の一例を示す図である。図21は、図20の処理の流れを示すフローチャート図である。図20及び図21に示したものは、図18及び図19に示したものとほとんど同じであり、異なる点は、図19のステップS195を省略し、ステップS216で、可視光被検者画像をステップS218で生成されたX線3次元表明投影画像にテクスチャーマッピングするようにした点である。これによって、演算処理を省略したにも関わらず、図18及び図19の場合とほとんど同じ3次元画像を生成することができる。

40

【0058】

図22～図24は、可視光3次元投影画像とX線による透視再構成画像とを重ね合わせた画像の一例をそれぞれ示す図である。図22は、可視光3次元投影画像にX線による透視画像を重ねて表示した場合の一例を示す図である。可視光3次元再構成画像は、カメラ画像上でのスキャナの回転中心軸の位置及びカメラと回転中心軸との幾何学的距離、画素サイズなどを基にして生成したものであるため、可視光3次元再投影画像上でスキャナの回転中心軸や回転面、回転中心などスキャナ1とカメラ8による幾何学的位置を再現できる。

50

【 0 0 5 9 】

また、これらの幾何学的位置は、同一のスキヤナ上に配置されている X 線管 1 1 及び検出器 1 2 によって得られる X 線による X 線 3 次元再構成画像並びに透視 3 次元再投影画像の有する幾何学的位置と照合できる。X 線管 1 1 及び検出器 1 2 の設置位置に対して、カメラ 8 の設置位置を機械的に調整したり若しくはソフトで補正することにより可視光 3 次元投影画像上でスキヤナ 1 の回転中心軸、回転面、回転中心などの幾何学的位置を合わせることが可能である。

【 0 0 6 0 】

X 線による透視 3 次元再投影画像領域は、検出器 1 2 の形状により異なる。検出器 1 2 がイメージインテンシファイアのように円形の場合には、透視 3 次元再投影画像領域は図 2 2 (A) のように球形となる。また、検出器 1 2 がフラットパネルのように長方形の場合には、透視 3 次元再投影画像領域は図 2 2 (B) のように円柱形となる。透視 3 次元再投影画像領域はスキヤナ上の幾何学的条件と再構成条件によって決まるものであるため、毎回撮影をしなくても、検出器の形状や大きさなどに応じた再構成領域情報をモデルとして保持している。

10

【 0 0 6 1 】

このようにして得た、カメラ画像を基に生成した被検者の可視光 3 次元再投影画像と、X 線による透視 3 次元再投影画像領域モデルを、図 2 2 のように重ね合わせて表示することにより、現在座っている被検者体 7 のどの領域を、X 線により透視 3 次元再投影できるのかを、画像化して表現できる。操作者は図 2 の表示装置を用いて、これらの重ね合わせ画像を確認することができる。

20

【 0 0 6 2 】

図 2 3 (A) は、カメラ系座標系と X 線計測系座標系の相対的な移動を示す図である。X 線による透視 3 次元再投影画像領域モデル内に被検者 7 の計測したい部位が含まれない場合には、図 2 の外部入力装置を操作して、X 線による透視 3 次元再投影画像領域モデルと、カメラ画像を基に生成した被検者の可視光 3 次元再投影画像とを相対的に移動して調整する。図 2 3 (A) ではカメラ計測系座標系に対して、X 線計測系座標系を被検者正面方向に移動することにより、被検者の歯顎部全体を X 線による 3 次元再投影画像領域に含まれるように設定したことを示している。このカメラ計測系座標系に対する X 線計測系座標系の移動量は、図 2 に示す椅子駆動手段 3 9 に反映して位置決めを行う。

30

【 0 0 6 3 】

図 2 3 (B) は、検出器の視野サイズの変更を示す図である。X 線による透視 3 次元再投影画像領域を変更する場合には、図 2 の外部入力装置を操作して、X 線による透視 3 次元再投影画像領域モデルを変更してより適切な 3 次元再投影画像領域を指定する。図 2 3 (B) では図 2 3 (A) に比べて大きい領域モデルを選択した結果を示している。広い領域モデルを選択することにより、より広範囲の 3 次元再投影画像を得ることができる。また、小さい領域モデルを選択することにより、注目する部のみの画像を詳細に得ると共に、被検者の被曝を抑えることもできる。この X 線による透視 3 次元再投影画像領域モデルの変更は、図 2 に示す検出器 1 2 の位置やサイズ変更に反映させる。

40

【 0 0 6 4 】

図 2 4 (A) は、コリメータ 2 による視野サイズの変更を示す図である。X 線による透視 3 次元再投影画像領域を変更する場合には、図 2 の外部入力装置 6 を操作して、コリメータ 2 の羽根の位置を変更して透視 3 次元再投影画像領域を指定する。図 2 4 (A) ではコリメータ 2 により上下方向の視野を制限した結果を領域モデルに反映した結果を示している。コリメータ 2 により被検者 7 の被曝が制限される領域を確認しながら、コリメータ 2 の設定を行うことができる。図 2 4 (A) は、図 2 2 (B) に比べて大きい領域モデルを選択した結果を示している。広い領域モデルを選択することにより、より広範囲の 3 次元再投影画像を得ることが出来る。視野サイズの変更は、コリメータ駆動手段 2 9 を介してコリメータ 2 を動作させることで設定する。

【 0 0 6 5 】

50

図 2 4 (B) は、可視光 3 次元投影画像に、骨格などの解剖学的モデルを重ねて表示することを示す図である。カメラ 8 による可視光 3 次元投影画像は、X 線による透視 3 次元投影画像とは異なり、体内の情報を持っていない為、頭蓋骨や歯顎部のモデルなどをカメラ 8 による 3 次元投影画像に対して画像融合することにより、再構成領域の調整におけるガイドとして利用することができる。図 2 4 (B) では、被検体の歯顎部のモデルを画像融合したものが示されている。このように、頭蓋骨や歯顎部のモデルなどをカメラによる可視光 3 次元投影画像に対して画像融合するには、カメラによる可視光 3 次元投影画像に対して、頭部モデルをテンプレートマッチングする方法や、過去の X 線による透視 3 次元投影画像をテンプレートマッチングする方法等がある。

【 0 0 6 6 】

10

図 2 5 は、図 2 に示した計測装置の内、スキャナ 1 に対するカメラ 8 の配置について示す図である。カメラ 8 は X 線管 1 1 の焦点から垂直上方に高さ s けずらした位置に配置する。椅子を高さ s だけ上方に移動すると、このカメラ 8 により X 線管 1 1 の焦点位置から見た画像と同一の高さからの可視光画像を得られる。また、カメラの焦点距離を X 線撮影系に比べて広角にすることにより、椅子を移動することなく、所望の範囲の可視光 3 次元再投影画像を得ることもできる。カメラ 8 はスキャナ 1 の回転角度に同期して撮影を行う。被検者 7 の周囲 3 6 0 ° 回転撮影を行い、複数枚の角度同期回転撮影画像を得る。

【 0 0 6 7 】

スキャナ 1 に配置したカメラ 8 からの可視光画像と X 線透視画像を組み合わせる撮影位置やコリメータ 2 の設定ができるため、スキャン計画における操作性を向上することができる。人体表面の目視可能な可視光 3 次元画像と、内部構造の情報を持つ X 線透視画像を組み合わせる用いているため、正確確実な位置決めを時間のロス無くに行うことができる。また、画像のサイズが小さくても広角カメラを使用し可視光 3 次元再投影画像を構築できるので、経験や勘に頼らず検査者の習熟度に大きく影響されずに撮影範囲を決定可能である。

20

【 0 0 6 8 】

図 2 5 に示したように、カメラ 8 の焦点と X 線管 1 1 の焦点間に距離 s だけの縦方向ずれがある場合には、可視光撮影系と X 線撮影系とは、回転角度位置を有するし、また、同じスキャナに固定されているため、同じ回転中心軸を共有している。しかしながら、カメラ 8 と X 線管 1 1 の取り付け位置が高さ方向に異なるため、それぞれ異なる回転平面を有するし、また、視野範囲及び画像マトリクスもそれぞれ異なる。そこで、補正用ファントムを用いて、可視光撮影系と X 線撮影系との間の座標系間の整合をとるようにした。なお、この座標系間の整合をとる手法については、先に出願した特願 2 0 0 3 - 4 1 6 1 7 9 号に詳細が記載されているので、ここでは説明を省略する。

30

【 0 0 6 9 】

図 2 6 は、図 2 に示した計測装置の構成の内、X 線管 1 1、コリメータ 2、カメラ 8 についての配置の変形例を示す図である。X 線は X 線管 1 1 の焦点 1 1 1 から放射口 1 1 2 に向けて照射される。放射口 1 1 2 から照射された X 線はコリメータ 2 によって照射範囲を絞られる。この放射口 1 1 2 とコリメータ 2 の間にミラー 1 1 3 を配置し、カメラ 8 の焦点 8 1 をミラー面に対して X 線管 1 1 の焦点位置 1 1 1 の鏡像対象となる位置に配置する。なお、ミラーはハーフミラーであってもよい。このようにカメラ 8 の光軸と X 線管 1 1 の焦点を合せて配置することも可能である。この場合には、カメラ 8 での撮像結果は、鏡像となるため X 線での撮影結果と整合するために C P U 4 などにおいて画像反転させることが必要となる。図 2 6 の構成の場合は、カメラ 8 の光軸と X 線の焦点 1 1 1 から放射口 1 1 2 に沿った X 線光軸の間で視差 (パララックス) が生じないため、カメラにより撮影された画像をスキャン計画用に視差分補正する必要がなくなり、処理速度を向上しながらコストを下げる事が可能となる。

40

【 0 0 7 0 】

図 2 7 は、可視光 3 次元投影画像と X 線 3 次元投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の一部を抜き出して示す図である。図 2 8 は、図 2 7 の処理によって表示され

50

る画像の一例を示す図である。

【0071】

図27では、図19及び図21のステップS196及びステップS216の処理で生成された可視光3次元投影画像とステップS198及びステップS218の処理で生成されたX線3次元投影画像とを重ね合わせた画像を生成する処理の一部を抜き出して示しており、これ以外の各ステップの処理は図19及び図21に示すものと同じである。

【0072】

図27の処理は、図19及び図21の処理と同じであり、X線コーンビーム再構成断面画像に基づいてX線3次元投影画像を生成する際に、ボリュームレンダリング(Volume Rendering)やサーフェスレンダリング(Surface Rendering)などによって3次元投影画像を生成している。なお、X線3次元投影画像のコントラスト、透明度、カラーなどの調整は可視光3次元投影画像とは別個に行われる。

10

【0073】

図28は、図27の処理によって生成された画像の一例を示すものである。図28の画像は、前述の図22～図24の画像と同様のものであり、図28(A)は、可視光3次元投影画像を示し、図28(B)は、図28(A)の可視光3次元投影画像にボリュームレンダリングによって得られたX線3次元投影画像が重ね合わせられた画像を示す。

【0074】

図29は、可視光3次元投影画像とX線3次元投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第1の変形例を示す図である。図30は、図29の処理によって表示される画像の一例を示す図である。図29では、図27と同様に処理の一部を抜き出して示してある。

20

【0075】

図29のステップS290では、ステップS198及びステップS218で生成されたX線コーンビーム再構成断面画像に基づいて特徴領域を抽出する特徴領域抽出処理を行う。この特徴領域抽出処理は従来から行われている方法で断面画像上の画素値を利用して行う。このようにして抽出された特徴領域をボリュームレンダリングやサーフェスレンダリングなどによって3次元投影画像として生成する。なお、X線3次元投影画像のコントラスト、透明度、カラーなどの調整は可視光3次元投影画像とは別個に行われる。また、各特徴領域(オブジェクト)毎に表示、非表示、コントラストなどの画像情報を調整する。図30は、図29の処理によって生成された画像の一例を示すものである。図30は、特徴領域として被検者の脳神経部を抽出し、それを可視光3次元投影画像に重ね合わせて表示したものである。

30

【0076】

図31は、可視光3次元投影画像とX線投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第2の変形例を示す図である。図32は、図31の処理によって表示される画像の一例を示す図である。図31では、図27と同様に処理の一部を抜き出して示してある。

【0077】

図31のステップS310では、ステップS196及びステップS216で生成された可視光3次元投影画像、並びにステップS198及びステップS218で生成されたX線コーンビーム再構成断面画像の切断面を指定する切断面指定処理を行う。切断面は、3次元形状を例えば二次元断面画像に基づいて指定したり、平面、曲面、複数の平面や複数回の切断などによって指定される。ステップS311では、切断面指定処理によって指定された切断面を有する可視光切断3次元画像を生成する。ステップS312では、切断面指定処理によって指定された切断面を有する切断面画像を生成する。このときの切断面生成処理は、MIP, MPR, Curved MPRなどによって行われる。ステップS19a及びステップS21aでは、このようにして生成された可視光切断3次元画像と切断面画像とを重ね合わせたものを表示する。前述と同じく、切断面画像のコントラスト、透明度、カラーなどの調整は可視光切断3次元画像とは別個に行われる。図32は、図31の処理によって生成された画像の一例を示すものである。図示のように可視光3次元投影画

40

50

像が切断面で切断され、その切断面に切断面画像が表示される。

【0078】

図33は、可視光3次元投影画像とX線投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第3の変形例を示す図である。図34は、図33の処理によって表示される画像の一例を示す図である。図33では、図27と同様に処理の一部を抜き出して示してある。

【0079】

図33のステップS330では、ステップS196及びステップS216で生成された可視光3次元投影画像、並びにステップS198及びステップS218で生成されたX線コーンビーム再構成断面画像の投影方向及び/又は画像処理法を指定する処理を行う。投影方向としては、アキシャル(Axial)、コロナル(Coronal)、サジタル(Sagittal)、オブリーク(Oblique)、ボトムビュー(Bottom View)、トップビュー(Top View)、任意曲面などの方向を任意に指定可能である。画像処理としては、MIP, MPR, Curved MPRなどを任意に指定可能である。ステップS331では、投影方向・画像処理指定処理によって指定された投影方向・画像処理に基づいて、投影方向の可視光3次元画像を生成する。このときの可視光3次元画像のコントラスト、透明度、カラーなどの調整はX線3次元投影画像とは別個に行われる。ステップS332では、投影方向・画像処理指定処理によって指定された投影方向・画像処理に基づいて、切断面画像を生成する。このときの切断面生成処理は、MIP, MPR, Curved MPRなどによって行われる。前述と同じく、切断面画像のコントラスト、透明度、カラーなどの調整は可視光3次元画像とは別個に行われる。

【0080】

ステップS19a及びステップS21aでは、このようにして生成された可視光3次元画像と切断面画像とを重ね合わせたものを表示する。また、アプリケーションによっては、アキシャル(Axial)、コロナル(Coronal)、サジタル(Sagittal)、オブリーク(Oblique)の4画面を同時に並べて表示する場合があるので、その場合には前述の処理を繰り返し実行する。図34は、図33の処理によって生成された画像の一例を示すものである。図34(A)は、アキシャル(Axial)、コロナル(Coronal)、サジタル(Sagittal)、オブリーク(Oblique)の4画面を同時に並べて表示した場合を示す。図示のように可視光3次元投影画像とその方向の切断面画像が重ねて表示される。図34(B)は、投影方向が曲面で指定されたパノラミック表示の画像例を示す。なお、図34(B)では便宜上被検者の歯牙の部分のみを示しているが実際は歯顎部の骨格も表示される。

【0081】

図35は、可視光3次元投影画像とX線投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第4の変形例を示す図である。図36は、図35の処理によって表示される画像の一例を示す図である。図35では、図27と同様に処理の一部を抜き出して示してある。

【0082】

図35のステップS350では、ステップS196及びステップS216で生成された可視光3次元投影画像、並びにステップS198及びステップS218で生成されたX線コーンビーム再構成断面画像の切断面を指定する切断面指定処理を行う。切断面は、3次元形状を例えば二次元断面画像に基づいて指定したり、平面、曲面、複数の平面や複数回の切断などによって指定される。ステップS351では、切断面指定処理によって指定された切断面を有する可視光切断3次元画像と共に切断面の模式的に示したモデル画像を生成する。ステップS352では、切断面指定処理によって指定された切断面を有する切断面画像を生成する。このときの切断面生成処理は、MIP, MPR, Curved MPRなどによって行われる。

【0083】

ステップS353では、このようにして生成された可視光切断3次元画像と切断面モデル画像とを重ね合わせた画像、並びにその切断面画像を表示する。前述と同じく、切断面画像のコントラスト、透明度、カラーなどの調整は可視光切断3次元画像とは別個に行わ

れる。図 3 6 は、図 3 5 の処理によって生成された画像の一例を示すものである。図 3 6 (A) の左側に示された画像は、可視光切断 3 次元画像と、図示のような平面からなる切断面モデル画像とを重ね合わせた画像であり、その右側に示された画像は、その切断面モデル画像によって切断された部位の切断面画像である。また、図 3 6 (B) の左側に示された画像は、可視光切断 3 次元画像と図示のような歯顎部のパノラミック曲面からなる切断面モデル画像とを重ね合わせた画像であり、その右側に示された画像は、その切断面モデル画像によって投影された部位のパノラミック切断面画像である。なお、図 3 6 (B) では便宜上被検者の歯牙の部分のみを示しているが実際は歯顎部の骨格も表示される。

【 0 0 8 4 】

図 3 7 は、可視光 3 次元投影画像と X 線投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第 5 の変形例を示す図である。図 3 8 は、図 3 6 の処理によって表示される画像の一例を示す図である。図 3 7 では、図 2 7 と同様に処理の一部を抜き出して示してある。

10

【 0 0 8 5 】

図 3 7 のステップ S 3 7 0 では、ステップ S 1 9 6 及びステップ S 2 1 6 で生成された可視光 3 次元投影画像、並びにステップ S 1 9 8 及びステップ S 2 1 8 で生成された X 線コーンビーム再構成断面画像の表示領域を指定する表示領域指定処理を行う。表示領域は、仮想内視鏡 (Virtual Endoscopy) などのように二次元断面画像から視点、視野、奥行きなどに基づいて任意表示領域を指定される。ステップ S 3 7 1 では、指定された表示領域に対応して可視光切断 3 次元画像と共にその表示領域のモデル画像を生成する。ステップ S 3 7 2 では、指定された表示領域に対応する画像を生成する。この

20

【 0 0 8 6 】

ステップ S 3 7 3 では、このようにして生成された可視光 3 次元画像と表示領域のモデル画像とを重ね合わせた画像、並びにその表示領域画像を表示する。前述と同じく、表示領域画像のコントラスト、透明度、カラーなどの調整は可視光 3 次元画像とは別個に行われる。図 3 8 は、図 3 6 の処理によって生成された画像の一例を示すものである。図 3 8 の左側に示された画像は、可視光 3 次元画像と、仮想内視鏡の表示領域のモデル画像とを重ね合わせた画像であり、その右側に示された画像は、その表示領域に対応する仮想内視鏡に対応した画像である。

30

【 0 0 8 7 】

図 3 9 は、可視光 3 次元投影画像と X 線投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第 6 の変形例を示す図である。図 4 0 は、図 3 9 の処理によって表示される画像の一例を示す図である。図 3 9 では、図 1 9 のステップ S 1 9 a 及び図 2 1 のステップ S 2 1 a の処理でそれぞれ生成された可視光 3 次元投影画像と X 線 3 次元投影画像との重ね合わせた画像の複数 n 枚をさらに重ね合わせて別の画像を生成する場合について説明している。従って、図 3 9 では、図 1 9 のステップ S 1 9 a 及び図 2 1 のステップ S 2 1 a の前のステップについては図示を省略してある。

【 0 0 8 8 】

図 3 9 のステップ S 3 9 0 1 ~ ステップ S 3 9 0 n は、図 1 9 のステップ S 1 9 a 及び図 2 1 のステップ S 2 1 a と同じ処理であり、可視光 3 次元投影画像と X 線 3 次元投影画像とをそれぞれ別々に重ね合わせた画像を生成する処理を行うものである。ステップ S 3 9 1 では、ステップ S 3 9 0 1 ~ ステップ S 3 9 0 n のそれぞれで生成された重ね合わせ画像の 2 以上のものについて種々の演算を行う。この演算の種類としては、加算、減算、標準偏差などの統計的処理などの演算、またはこれらを組み合わせた演算などである。また、ここでは、必要に応じて計算の入出力におけるそれぞれの結果を個別にオブジェクト化し、独立にコントラストなどを調整して重ね合わせて表示したりする。ステップ S 3 9 2 では、前のステップ S 3 9 1 の演算結果を表示画面に表示する処理である。ステップ S 3 9 3 は、前のステップ S 3 9 1 の演算結果をハードディスク 4 3 などの記憶媒体に保存する処理である。なお、前述と同じく、画像のコントラスト、透明度、カラーなどの調整

40

50

は別個に行われるようにしてもよい。

【0089】

図40は、図39の処理によって生成された画像の一例を示すものである。図40(A)は、壺などの文化財の修復前の可視光3次元投影画像の一例を示す図であり、図40(B)は、その壺の修復後の可視光3次元投影画像の一例を示す図である。図40(C)は、修復前の重ね合わせと修復後の重ね合わせ画像に基づいて作成された画像であり、どの部分が修復されたのかを認識可能にするために修復前後の画像の加算を示したものである。図40(D)は、修復した部分の断片のみを抽出して示すために修復前後の画像の差分を示したものである。

【0090】

図41は、可視光3次元投影画像とX線投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第7の変形例を示す図である。図42は、図41の処理によって表示される画像の一例を示す図である。図41では、図39の場合と同様に、図19のステップS19a及び図21のステップS21aの処理でそれぞれ生成された可視光3次元投影画像とX線3次元投影画像との重ね合わせた画像の複数n枚をさらに重ね合わせて別の画像を生成する場合について説明している。従って、図41では、図19のステップS19a及び図21のステップS21aの前のステップについては図示を省略してある。

【0091】

図41のステップS3901～ステップS390nは、図39に示したものと同一処理であり、可視光3次元投影画像とX線3次元投影画像とをそれぞれ別々に重ね合わせた画像を生成する処理を行うものである。ステップS411では、ステップS3901～ステップS390nのそれぞれで生成された重ね合わせ画像の2以上のものを仮想空間上に再配置する処理を行う。すなわち、ここでは、各オブジェクトの可視光3次元投影画像による色及び質感などの情報と、X線3次元投影画像による内部構造情報を基にアプリケーション上でオブジェクトを仮想空間上に再配置する。ステップS412では、再配置の結果、構造的な欠陥を補う処理を行う。ステップS413では、色及び質感的な欠陥を補う処理を行う。すなわち、任意の過程をオブジェクトとして保存し、必要に応じてオブジェクト間演算を行い、それを表示したりする。ステップS414では、前のステップS411、S412、S413の演算結果を表示画面に表示する処理である。ステップS415は、前のステップS411、S412、S413の演算結果をハードディスク43などの記憶媒体に保存する処理である。なお、前述と同じく、画像のコントラスト、透明度、カラーなどの調整は別個に行われるようにしてもよい。

【0092】

図42は、図41の処理によって生成された画像の一例を示すものである。図42(A)は、皿などの破片や断片を示す図である。このような破片/断片を個々に撮影し、その可視光3次元投影画像及びX線3次元投影画像を作成する。作成された破片/断片をソフト上で再配置した場合を示す図である。図から明らかなように破片/断片の中で構造的な欠陥が生じている。図42(C)は、ソフト上で修復した後の画像を示す図である。先の構造的な欠陥を補うことによってソフト上で修復を行い、修復の目安とするものである。

【0093】

図43は、可視光画像とX線投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第8の変形例を示す図である。図44は、図43の処理によって表示される画像の一例を示す図である。図43のステップS191及びステップS211の処理では、被検者に対応した可視光被検者画像を生成し、ステップS197及びステップS217の処理では、被検者に対応したX線被検者画像を生成している。

【0094】

ステップS430では、ステップS191及びステップS211で生成された可視光被検者画像、並びにステップS197及びステップS217で生成されたX線被検者画像の投影方向を指定する処理を行う。投影方向としては、スキャナで撮影した角度方向を任意に指定可能である。ステップS431では、可視光被検者画像とX線被検者画像の幾何学

10

20

30

40

50

を統一する。すなわち、拡大率や上下の位置、画像の歪等を補正する。ステップ S 4 3 2 では、可視光被検者画像のコントラスト、透明度、カラーなどの調整を行う。ステップ S 4 3 3 では、同じく、X 線被検者画像についても同様にコントラスト、透明度、カラーなどの調整を行う。ステップ S 4 3 4 では、このようにして生成された可視光被検者画像と X 線被検者画像とを重ね合わせたものを表示する。

【 0 0 9 5 】

図 4 4 は、図 4 3 の処理によって生成された画像の一例を示すものである。図 4 4 (A) は、A - P 方向及び L - R 方向から投影した可視光被検者画像の一例を示す図であり、図 4 4 (B) は、A - P 方向及び L - R 方向から投影した X 線被検者画像の一例を示す図であり、図 4 4 (C) は、両画像を重ね合わせた画像である。

10

【 0 0 9 6 】

図 4 5 は、可視光 3 次元投影画像と X 線投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第 9 の変形例を示す図である。図 4 6 は、図 4 5 の処理によって表示される画像の一例を示す図である。図 4 5 のステップ S 1 9 6 及びステップ S 2 1 6 の処理では、可視光 3 次元投影を生成する。

【 0 0 9 7 】

ステップ S 4 5 0 では、ステップ S 1 9 6 及びステップ S 2 1 6 で生成された可視光被検者画像の投影方向を指定する処理を行う。投影方向としては、スキャナ位置、角度の設定値に対応する任意の撮影方向が指定可能である。ステップ S 4 5 1 では、前のステップ S 4 5 0 で指定されたスキャナ設定位置、角度に基づいて X 線投影を行い、X 線被検者投影画像を作成する。ステップ S 4 5 2 では、X 線画像の撮影方向、幾何学系に応じた可視光被検者画像を生成する。このとき、可視光被検者画像と X 線被検者画像の幾何学（拡大率や上下の位置、画像の歪等）を補正する。ステップ S 4 5 3 では、可視光被検者画像のコントラスト、透明度、カラーなどの調整を行う。ステップ S 4 5 4 では、同じく、X 線被検者画像についても同様にコントラスト、透明度、カラーなどの調整を行う。ステップ S 4 5 5 では、このようにして生成された可視光被検者画像と X 線被検者画像とを重ね合わせたものを表示する。

20

【 0 0 9 8 】

図 4 6 は、図 4 5 の処理によって生成された画像の一例を示すものである。図 4 6 (A) は、スキャナ位置、角度の設定値に対応する任意の撮影方向から投影した X 線被検者画像の一例を示す図であり、図 4 6 (B) は、同方向から投影した可視光被検者画像の一例を示す図であり、図 4 6 (C) は、両画像を重ね合わせた画像である。

30

【 0 0 9 9 】

なお、本実施例では、主に歯顎部の撮影を行う歯科用 CT に関して説明してきたが、本発明は、CT 装置、X 線 C アーム装置、手術用 X 線 C アーム装置、モバイル X 線 C アーム装置にも利用できることは言うまでも無い。この場合、特に CT 装置と X 線 C アーム装置では透明なベッドや椅子を使用することで本発明を有効に実施可能となる。

上述の実施の形態では、X 線管及び 2 次元検出器を備えたスキャナが回転して、頭頸部を撮影する座位型 X 線診断装置を例に説明した。この場合、可視光撮影装置と X 線撮影装置の回転中心軸及び回転面をキャリブレーションにより統一させているので、表面三次元画像と内部三次元画像との融合が容易である。また、スキャナが回転型である為、回転に伴う被写体のブレが無いという効果を有する。

40

図 4 7 は、本発明の実施の形態の変形例である被検者回転型装置の一例を示す図である。被検者回転型装置は、被検者の搭載された椅子が回転台駆動手段によって駆動されるものである。このように被写体回転型であるため、省スペースであり、。回転軸方向の制約を解除することができる。また、SID を可変とすることにより被写体の幅、奥行きに対しても制約を解除することができる。

図 4 8 は、被写体が水平配置で、スキャナが垂直回転で、撮像系一体で構成されたガントリ型の被写体臥位の撮影装置の一例を示す図である。この装置によれば、可視光撮影装置及び照明が透過可能な材料をスキャナカバーの必要な部位に配置することで、可視光と

50

X線による同時撮影が可能である。

図49は、被写体が水平配置で、スキャナが垂直回転で、撮像系は一体で構成された開放型の撮影装置の一例を示す図である。図50は、被写体が水平配置で、撮像系分離で構成されたガントリ型の撮影装置の一例を示す図である。図51は、被写体が任意配置で、スキャナが任意回転で、撮像系分離で構成された開放型の撮影装置である。

【図面の簡単な説明】

【0100】

【図1】従来のX線断層撮影装置の一例を示す図である。

【図2】本発明のX線断層撮影装置のハードウェア構成の一例を示す。

【図3】図2に示した計測装置の内、スキャナに対するカメラ及び照明の配置について示す図である。 10

【図4】カメラにより得た回転撮影画像を基に3次元再構成画像を生成する処理の過程を示す図である。

【図5】カメラにより得た回転撮影画像を基に3次元再構成画像を生成する処理の流れを示すフローチャート図である。

【図6】X線検出器により得たX線透視画像と可視光3次元再投影画像とを重ね合わせて位置決めに用いる画像を生成する処理の過程を示す図である。

【図7】X線検出器により得たX線透視画像と可視光3次元再投影画像とを重ね合わせて位置決めに用いる画像を生成する処理の流れを示すフローチャート図である。

【図8】可視光3次元投影画像の一例を示す図である。 20

【図9】図8の可視光3次元投影画像に、X線による透視画像を重ねて表示した場合の一例を示す図である。

【図10】カメラ系座標系とX線計測系座標系の相対的な移動の関係を示す図である。

【図11】検出器の視野サイズもしくはコリメータによる視野サイズの変更の関係を示す図である。

【図12】X線による透視画像のうち、LAT方向の透視画像のみを被検者の可視光3次元再投影画像に重ねて表示することを示す図である。

【図13】X線による透視画像のうち、AP方向の透視画像のみを被検者の可視光3次元再投影画像に重ねて表示することを示す図である。

【図14】X線による透視画像上に、X線管焦点から検出器までのX線経路の境界を重ねて表示することを示す図である。 30

【図15】X線による透視画像を、検出器の位置に表示することを示す図である。

【図16】X線による透視画像を、X線経路上の任意の位置に表示することを示す図である。

【図17】X線による透視画像において、被検者の輪郭内の画像を生成し、これを被検者の可視光3次元再投影画像に重ね合わせて表示することを示す図である。

【図18】カメラにより得た回転撮影画像を基に可視光3次元再構成画像を生成する処理の過程とX線による透視画像を基にX線3次元再構成画像を生成する処理の過程とによってそれぞれ生成された3次元画像を重ね合わせる場合の一例を示す図である。

【図19】図18の処理の流れを示すフローチャート図である。 40

【図20】カメラにより得た回転撮影画像を基に可視光3次元再構成画像を生成する処理の過程とX線による透視画像を基にX線3次元再構成画像を生成する処理の過程とによってそれぞれ生成された3次元画像を重ね合わせる場合の別の一例を示す図である。

【図21】図20の処理の流れを示すフローチャート図である。

【図22】可視光3次元投影画像とX線による透視再構成画像とを重ね合わせた画像の一例をそれぞれ示す図である。

【図23】可視光3次元投影画像とX線による透視再構成画像とを重ね合わせた画像の一例をそれぞれ示す図である。

【図24】可視光3次元投影画像とX線による透視再構成画像とを重ね合わせた画像の一例をそれぞれ示す図である。 50

【図 2 5】図 2 に示した計測装置の内、スキャナに対するカメラの配置について示す図である。

【図 2 6】図 2 に示した計測装置の構成の内、X 線管、コリメータ、カメラについての配置の変形例を示す図である。

【図 2 7】可視光 3 次元投影画像と X 線 3 次元投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の一部を抜き出して示す図である。

【図 2 8】図 2 7 の処理によって表示される画像の一例を示す図である。

【図 2 9】可視光 3 次元投影画像と X 線 3 次元投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第 1 の変形例を示す図である。

【図 3 0】図 2 9 の処理によって表示される画像の一例を示す図である。

10

【図 3 1】可視光 3 次元投影画像と X 線投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第 2 の変形例を示す図である。

【図 3 2】図 3 1 の処理によって表示される画像の一例を示す図である。

【図 3 3】可視光 3 次元投影画像と X 線投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第 3 の変形例を示す図である。

【図 3 4】図 3 3 の処理によって表示される画像の一例を示す図である。

【図 3 5】可視光 3 次元投影画像と X 線投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第 4 の変形例を示す図である。

【図 3 6】図 3 5 の処理によって表示される画像の一例を示す図である。

【図 3 7】可視光 3 次元投影画像と X 線投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第 5 の変形例を示す図である。

20

【図 3 8】図 3 6 の処理によって表示される画像の一例を示す図である。

【図 3 9】可視光 3 次元投影画像と X 線投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第 6 の変形例を示す図である。

【図 4 0】図 3 9 の処理によって表示される画像の一例を示す図である。

【図 4 1】可視光 3 次元投影画像と X 線投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第 7 の変形例を示す図である。

【図 4 2】図 4 1 の処理によって表示される画像の一例を示す図である。

【図 4 3】可視光 3 次元投影画像と X 線投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第 8 の変形例を示す図である。

30

【図 4 4】図 4 3 の処理によって表示される画像の一例を示す図である。

【図 4 5】可視光 3 次元投影画像と X 線投影画像とを重ね合わせて表示する場合の表示処理の第 9 の変形例を示す図である。

【図 4 6】図 4 5 の処理によって表示される画像の一例を示す図である。

【図 4 7】被検者回転型装置の一例を示す図である。

【図 4 8】本発明の実施の形態の変形例である被検者回転型装置の一例を示す図である。

【図 4 9】被写体が水平配置で、スキャナが垂直回転で、撮像系は一体で構成された開放型の撮影装置の一例を示す図である。

【図 5 0】被写体が水平配置で、スキャナが垂直回転で、撮像系分離で構成されたガントリ型の撮影装置の一例を示す図である。

40

【図 5 1】被写体が任意配置で、スキャナが任意回転で、撮像系分離で構成された開放型の撮影装置である。

【符号の説明】

【 0 1 0 1 】

1 ... スキャナ

2 ... コリメータ

3 ... 椅子

4 ... 画像処理部

5 ... 表示装置

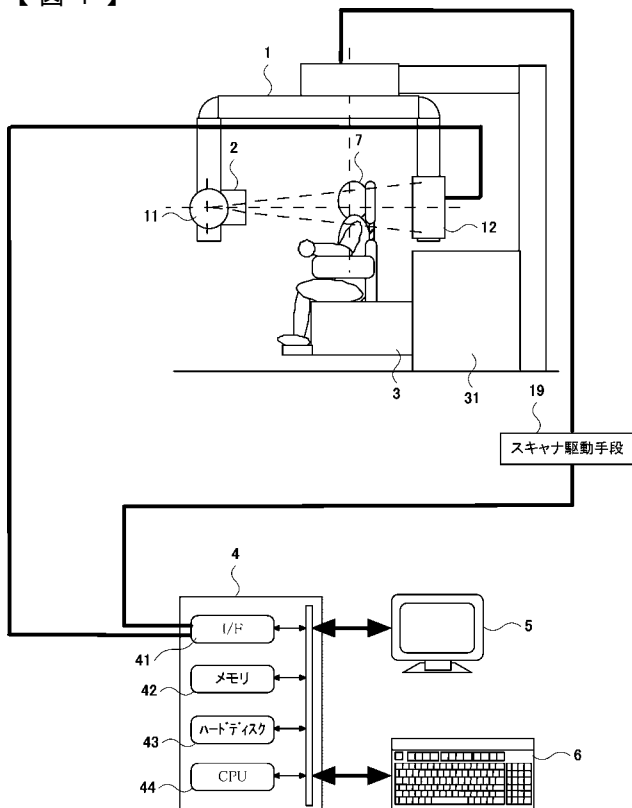
6 ... 外部入力装置

50

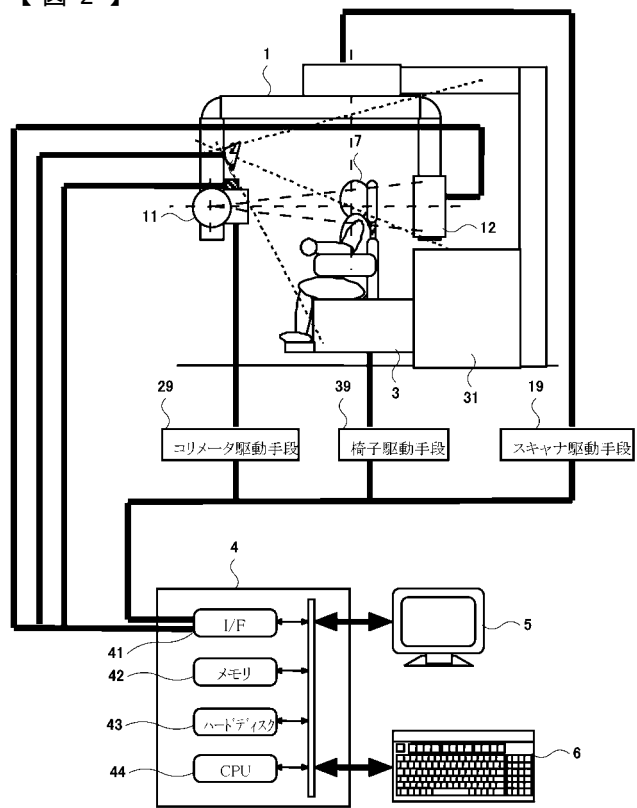
- 7 ... 被検者
- 8 ... 可視光カメラ
- 9 ... 照明
- 1 1 ... X線管
- 1 2 ... 検出器
- 1 7 ... スキャナ支持器
- 1 8 ... スキャナ回転軸
- 1 9 ... スキャナ駆動手段
- 2 9 ... コリメータ駆動手段
- 3 1 ... 椅子支持器
- 3 9 ... 椅子駆動手段
- 4 1 ... インターフェース (I / F)
- 4 2 ... メモリ
- 4 3 ... ハードディスク
- 4 4 ... C P U
- 8 1 ... 焦点
- 1 1 1 ... X線源中心
- 1 1 2 ... 放射口
- 1 1 3 ... ミラー

10

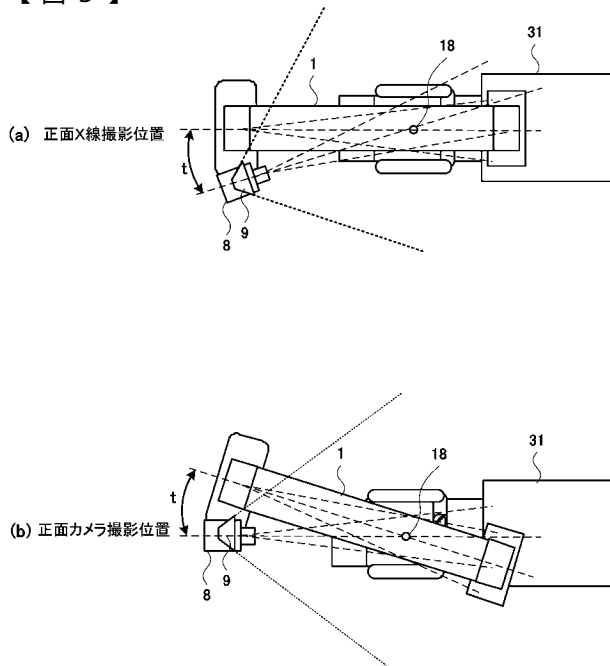
【 図 1 】



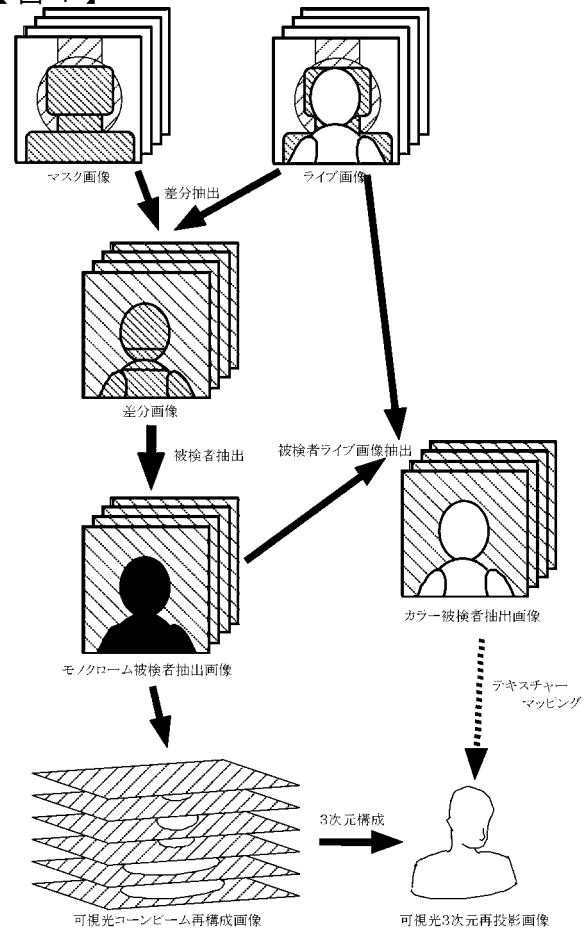
【 図 2 】



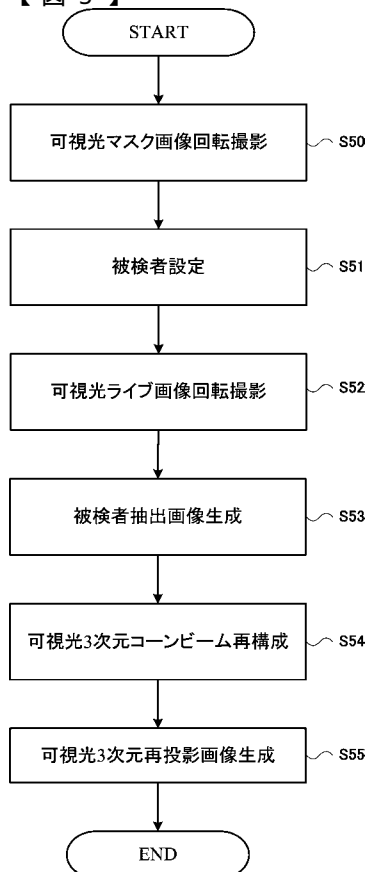
【図 3】



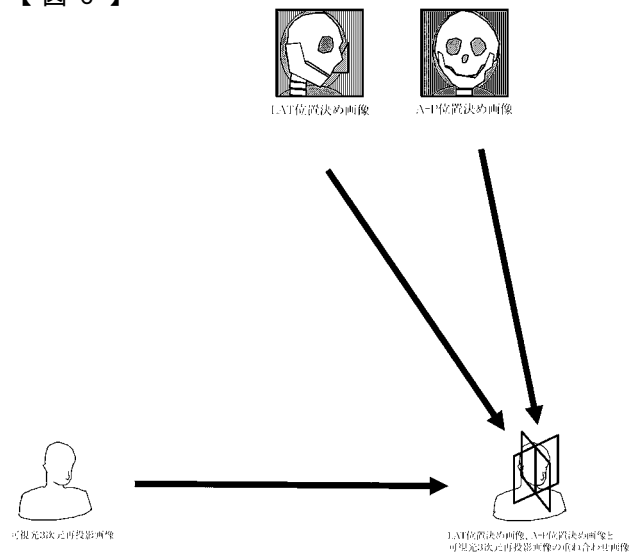
【図 4】



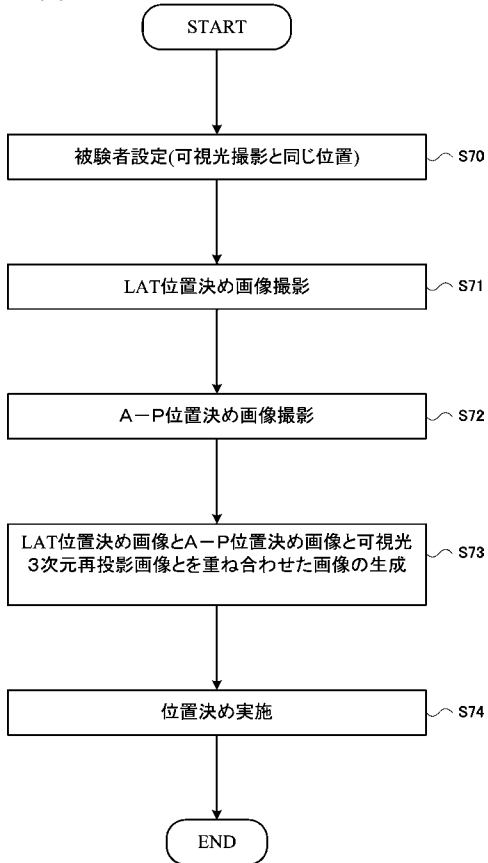
【図 5】



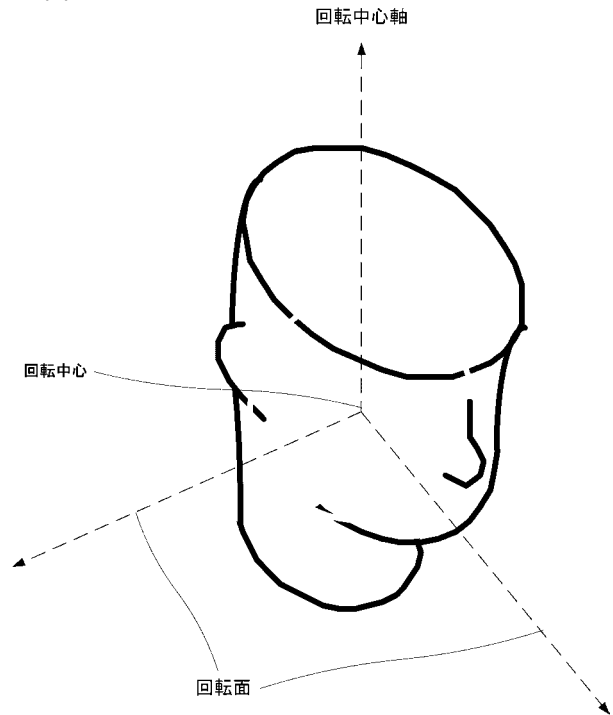
【図 6】



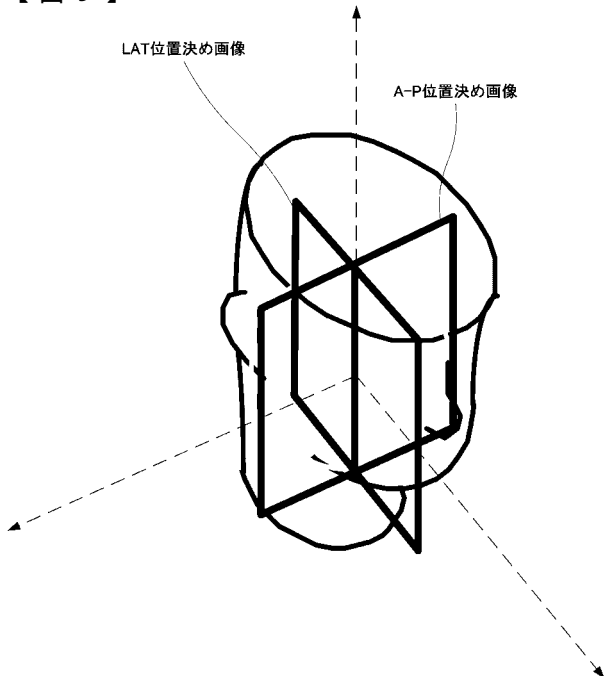
【図 7】



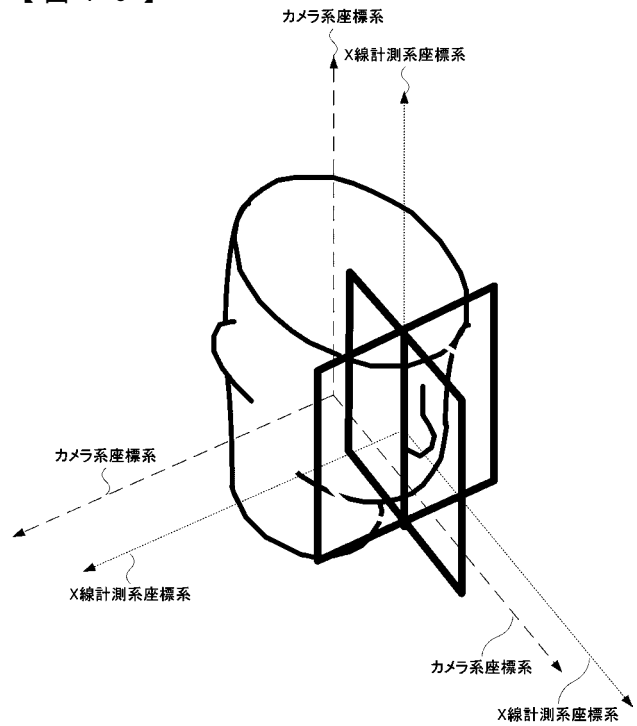
【図 8】



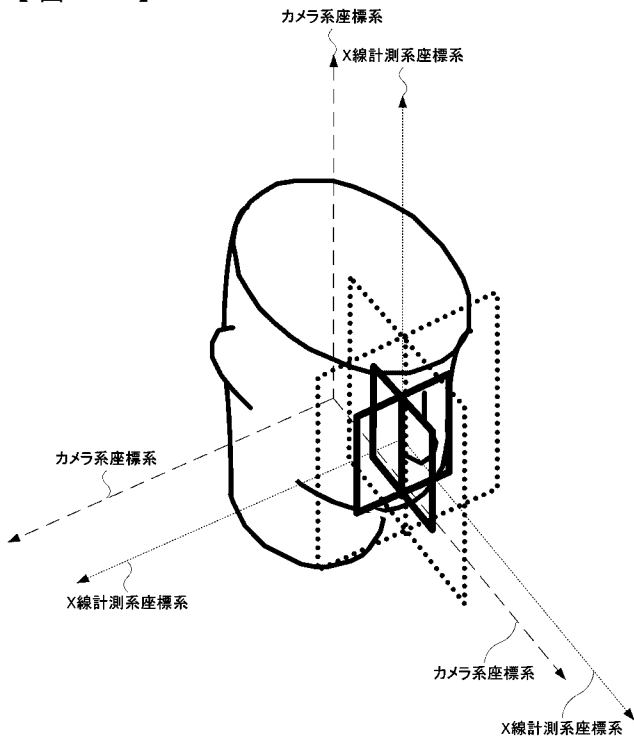
【図 9】



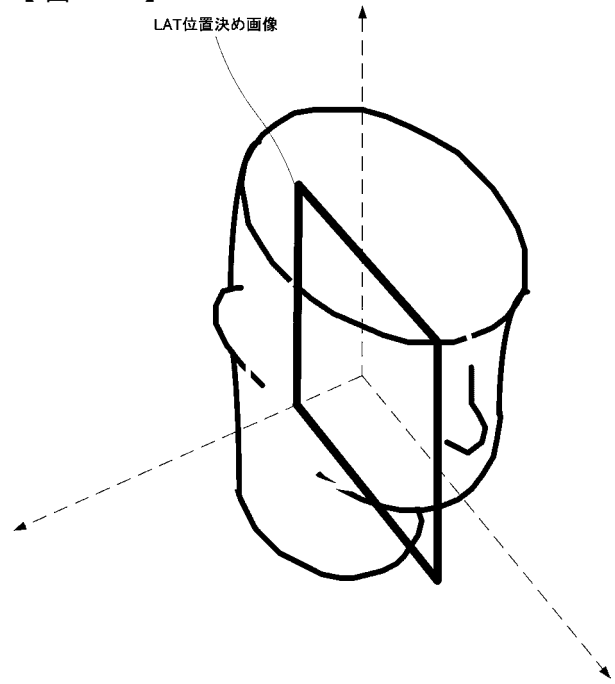
【図 10】



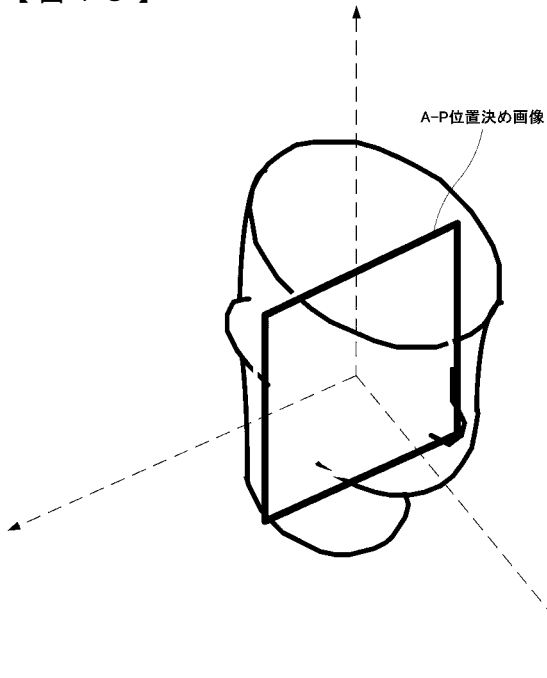
【図 1 1】



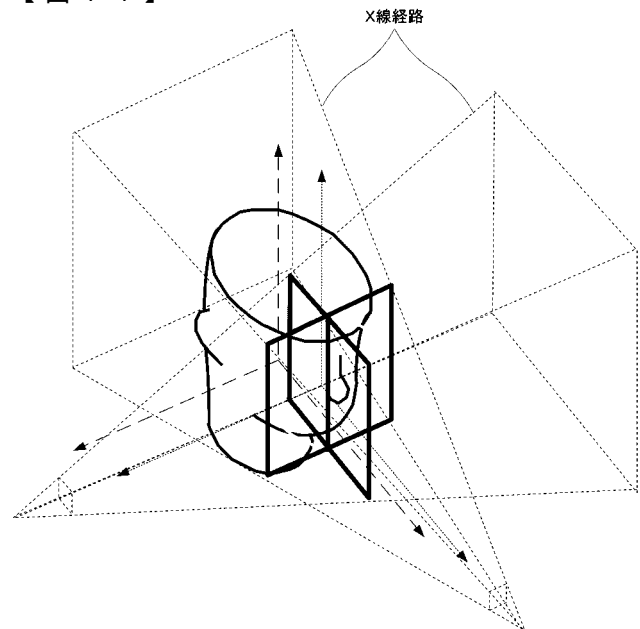
【図 1 2】



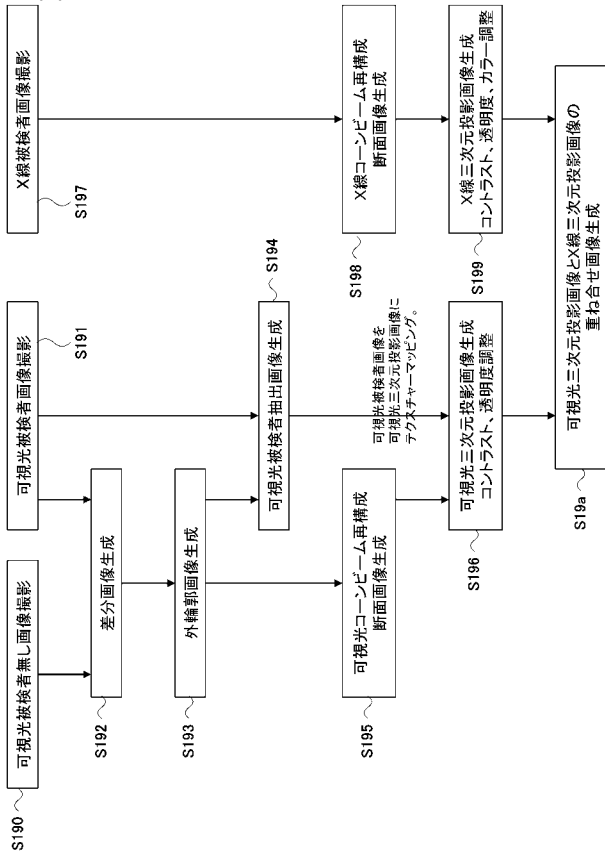
【図 1 3】



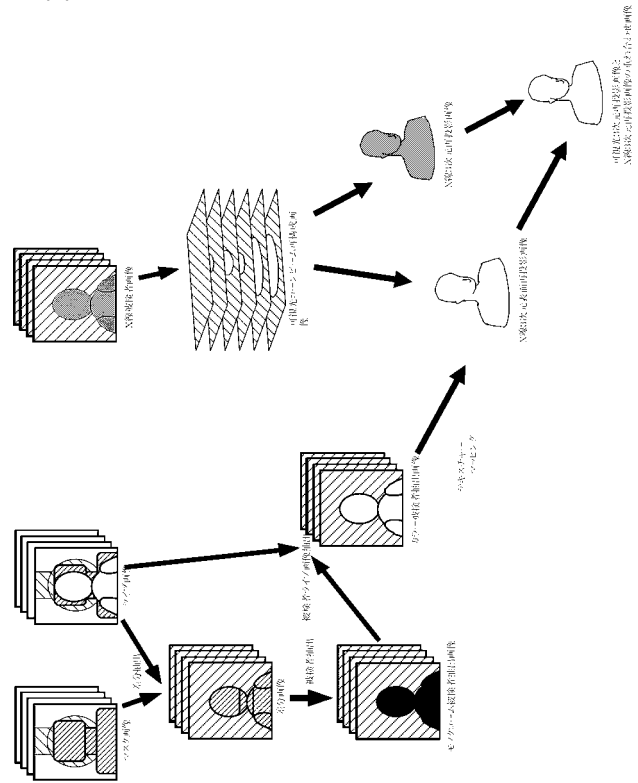
【図 1 4】



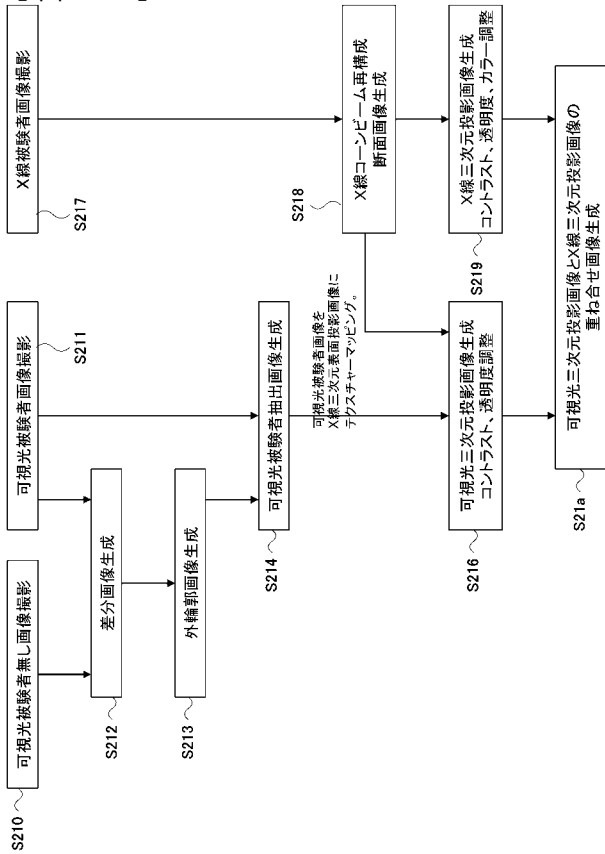
【図 19】



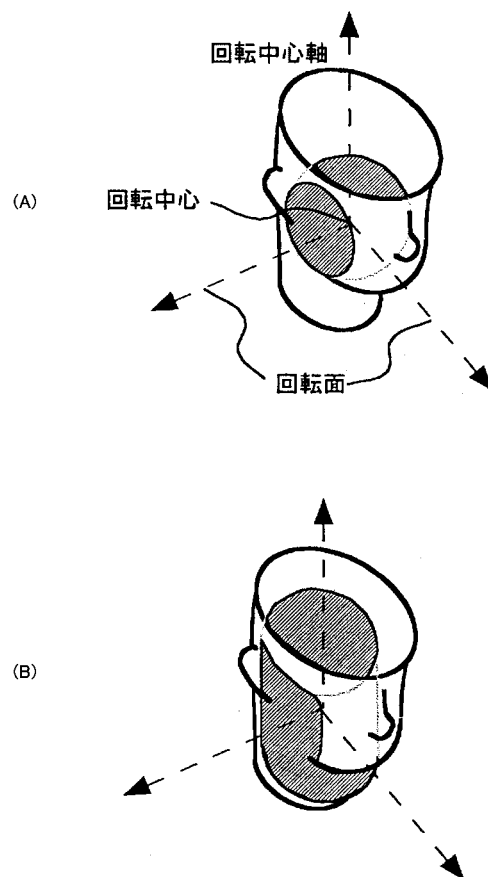
【図 20】



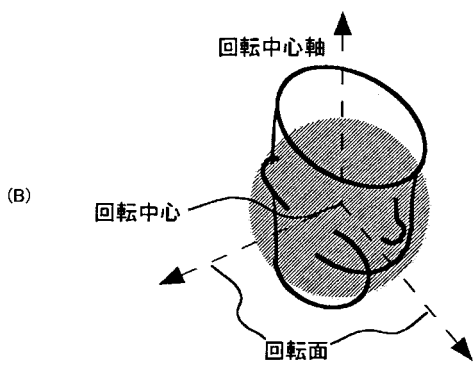
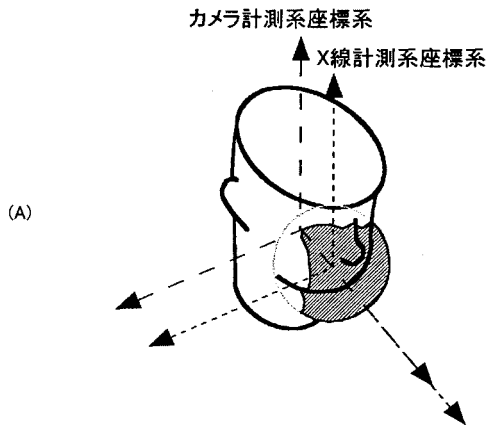
【図 21】



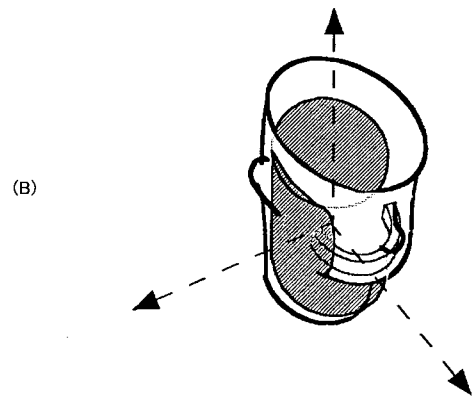
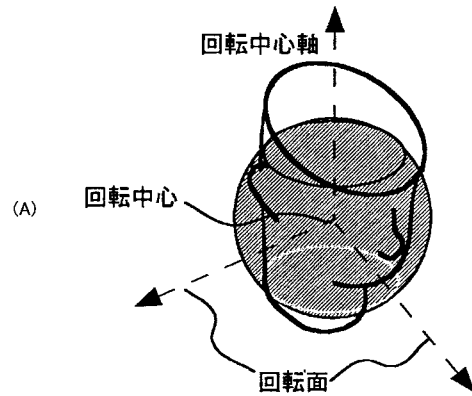
【図 22】



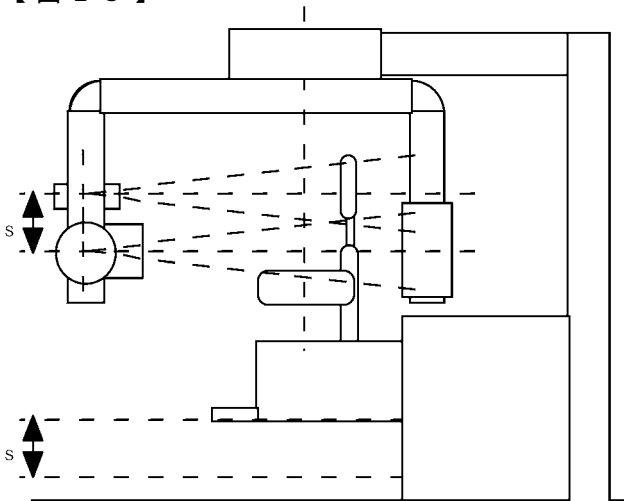
【図 2 3】



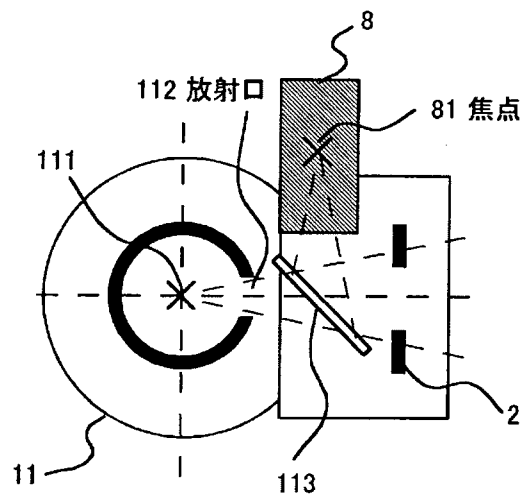
【図 2 4】



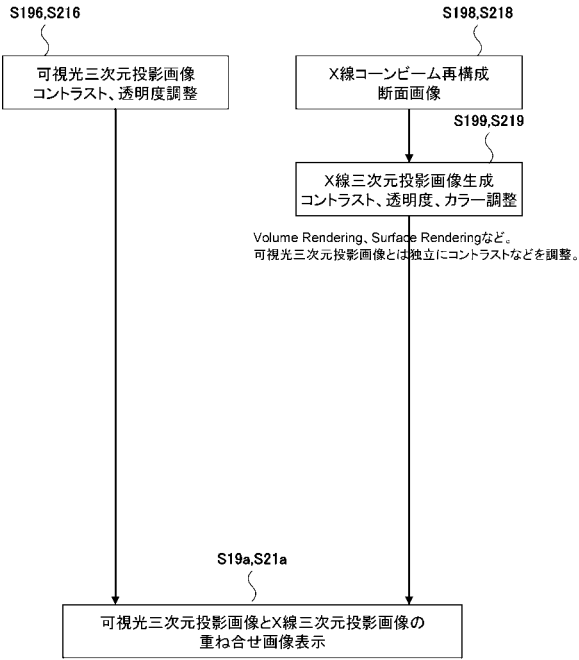
【図 2 5】



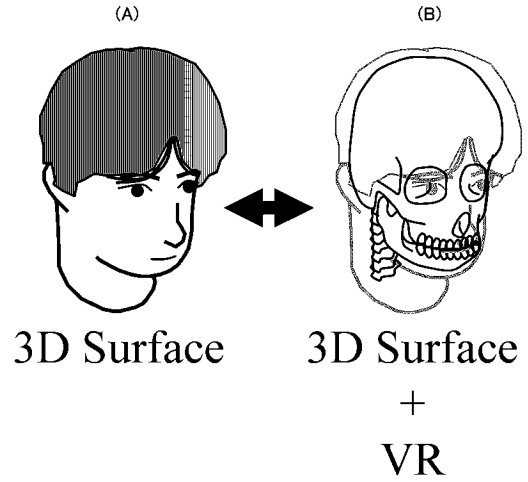
【図 2 6】



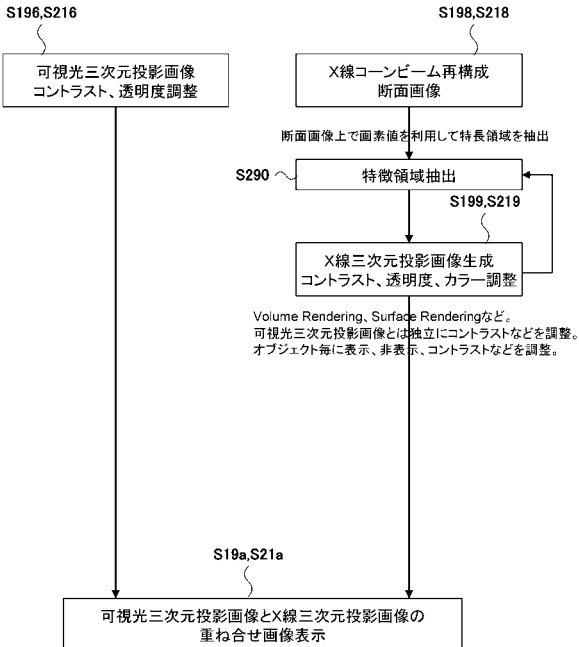
【図 27】



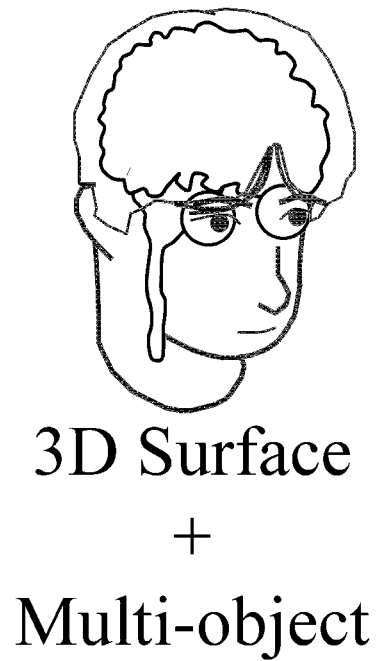
【図 28】



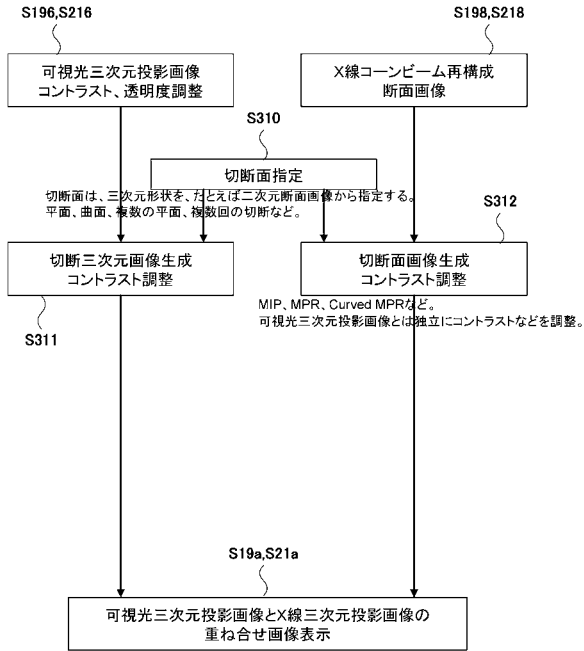
【図 29】



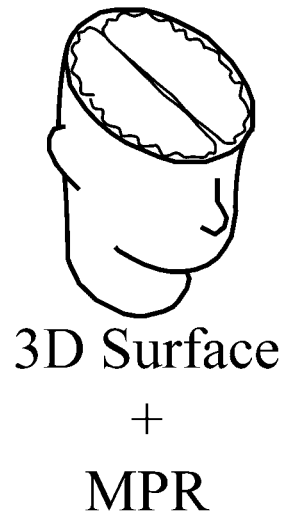
【図 30】



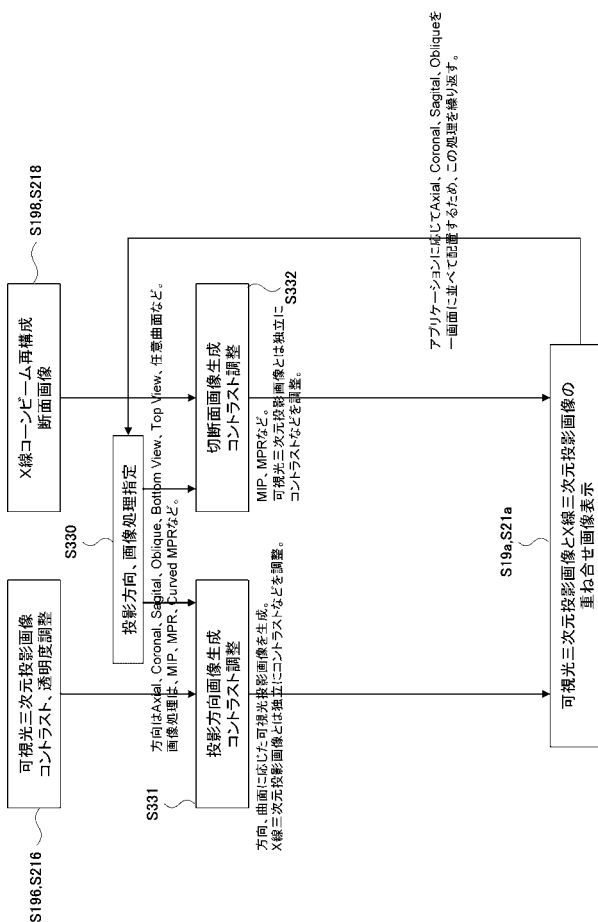
【図 3 1】



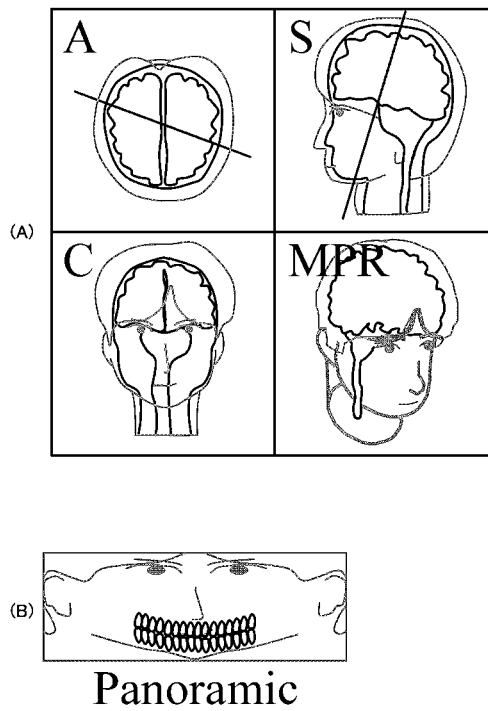
【図 3 2】



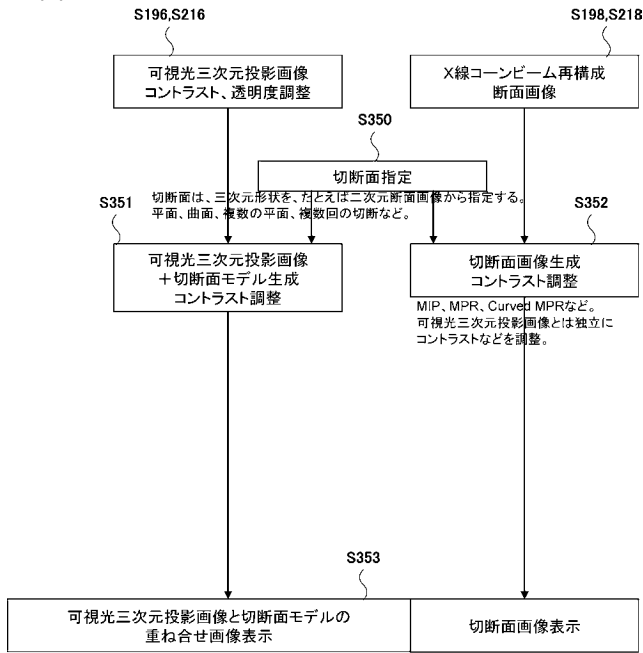
【図 3 3】



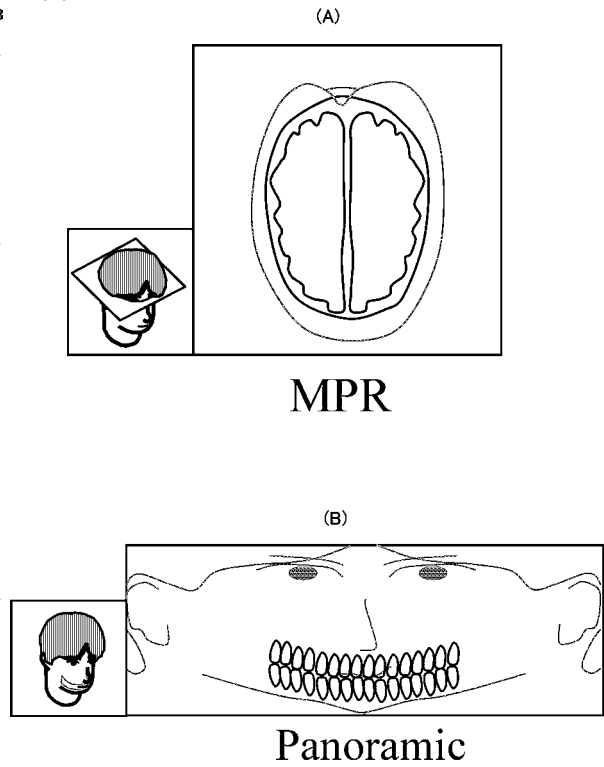
【図 3 4】



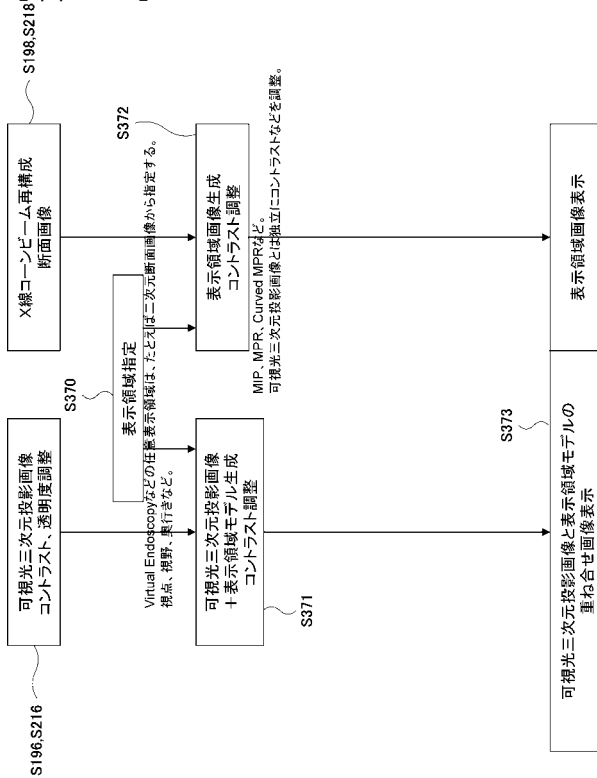
【図 35】



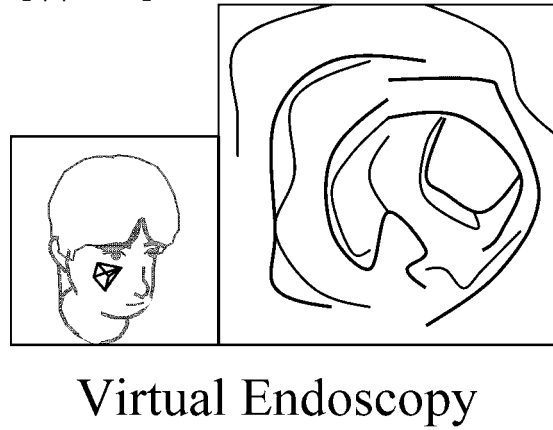
【図 36】



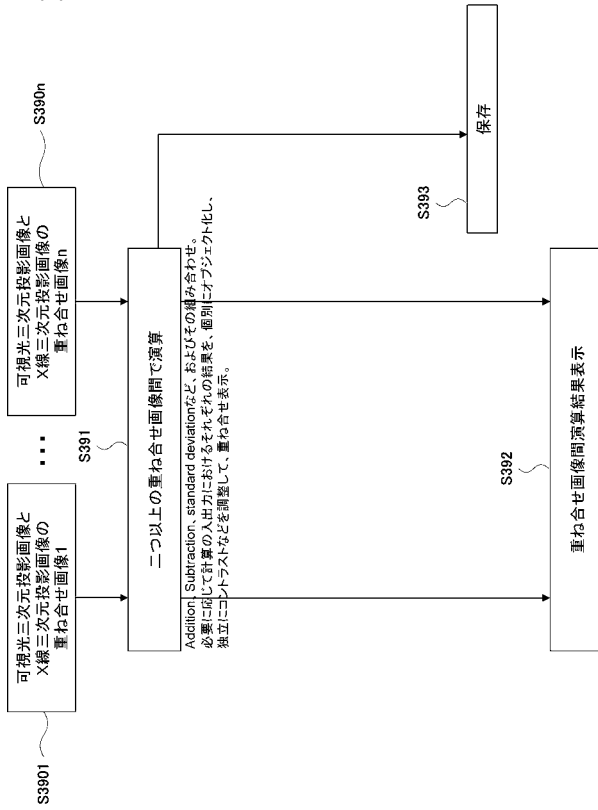
【図 37】



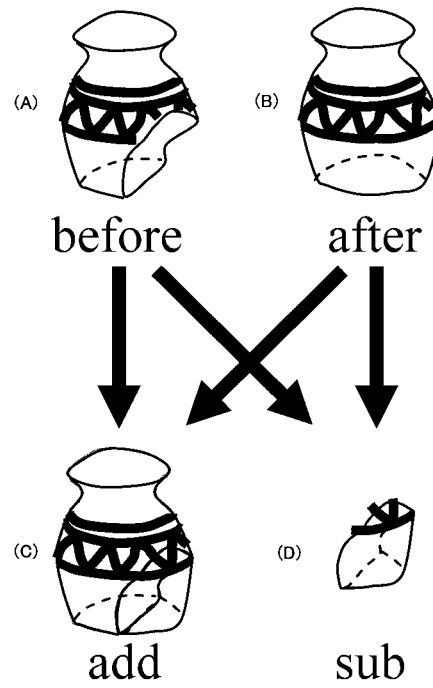
【図 38】



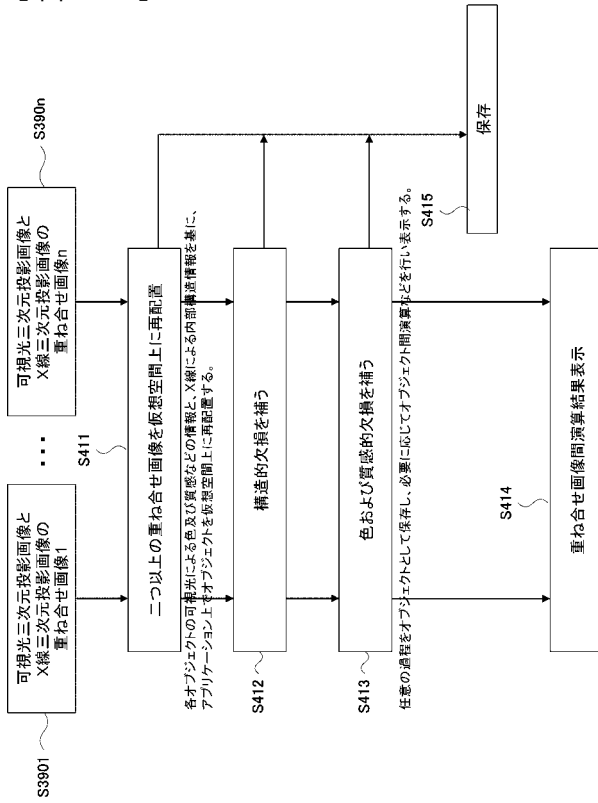
【図 39】



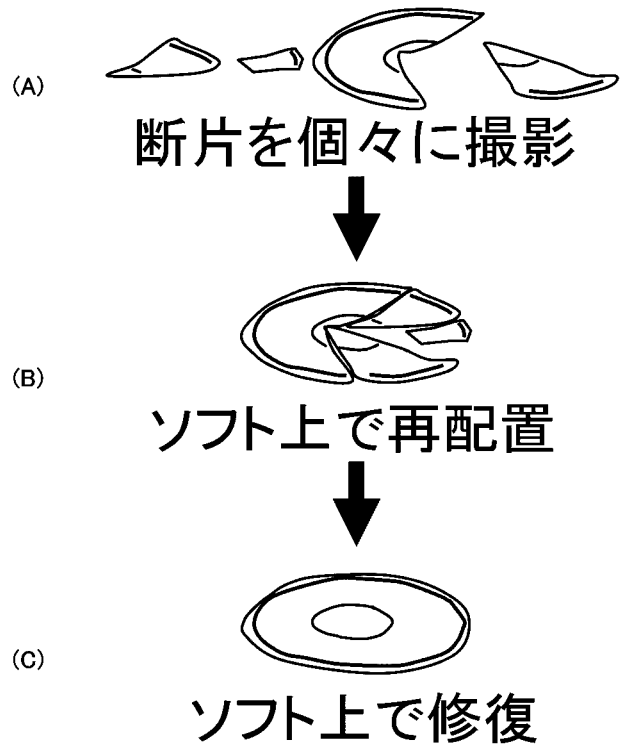
【図 40】



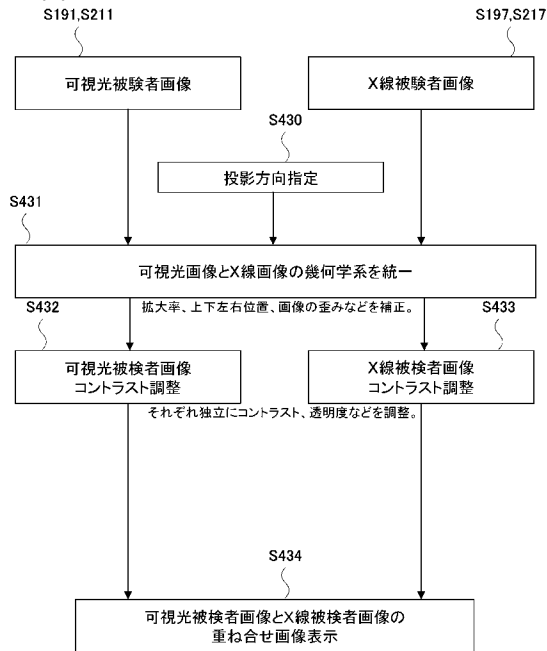
【図 41】



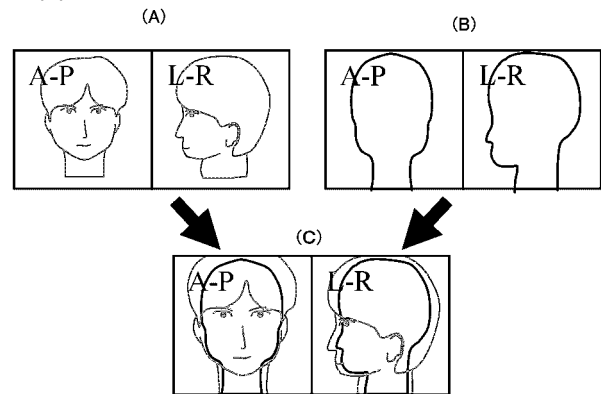
【図 42】



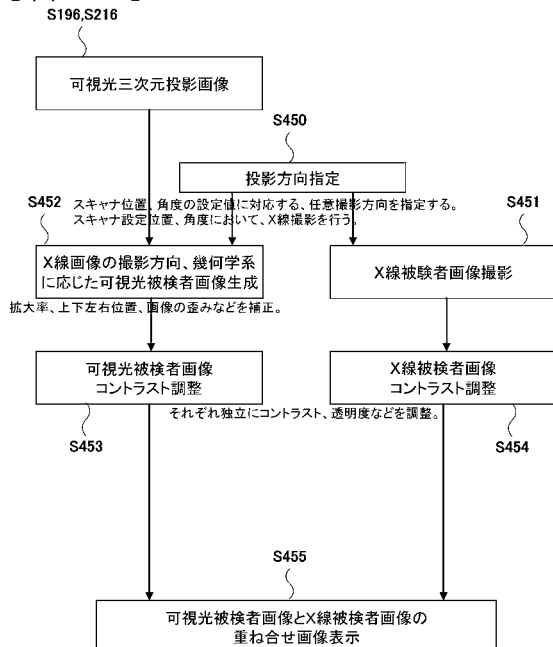
【図 4 3】



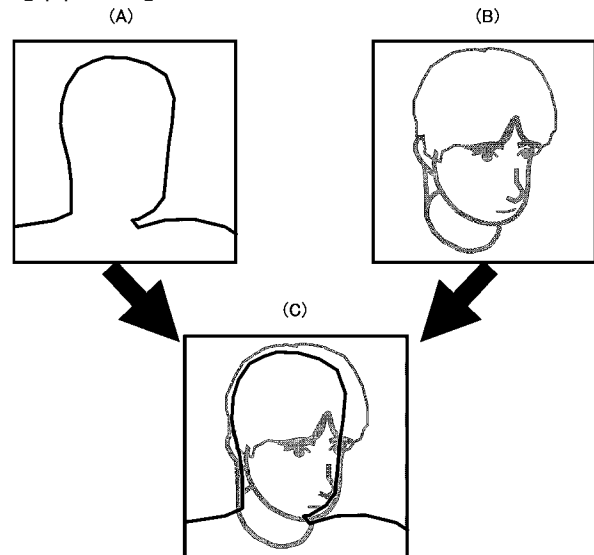
【図 4 4】



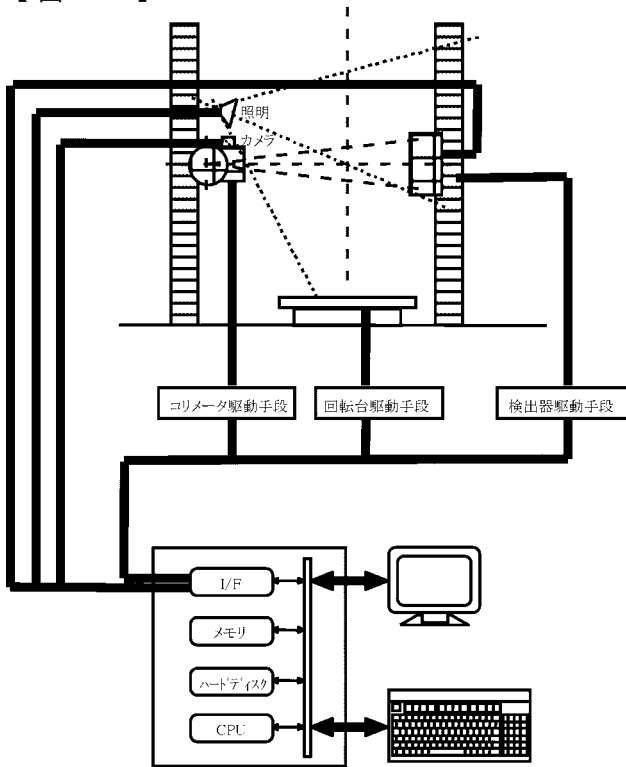
【図 4 5】



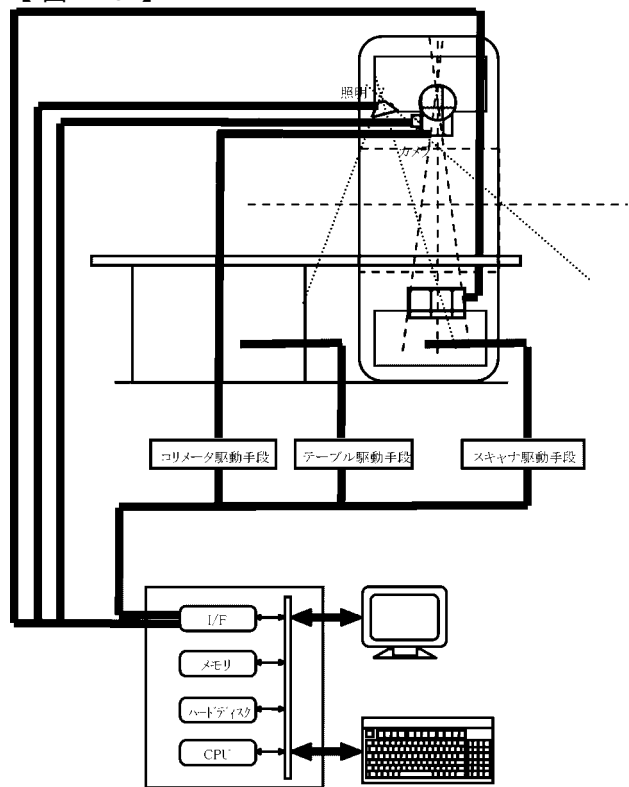
【図 4 6】



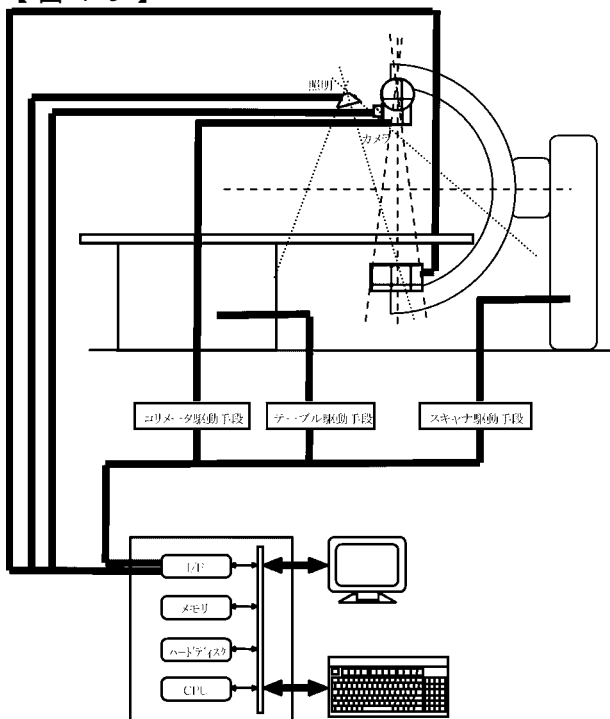
【図 47】



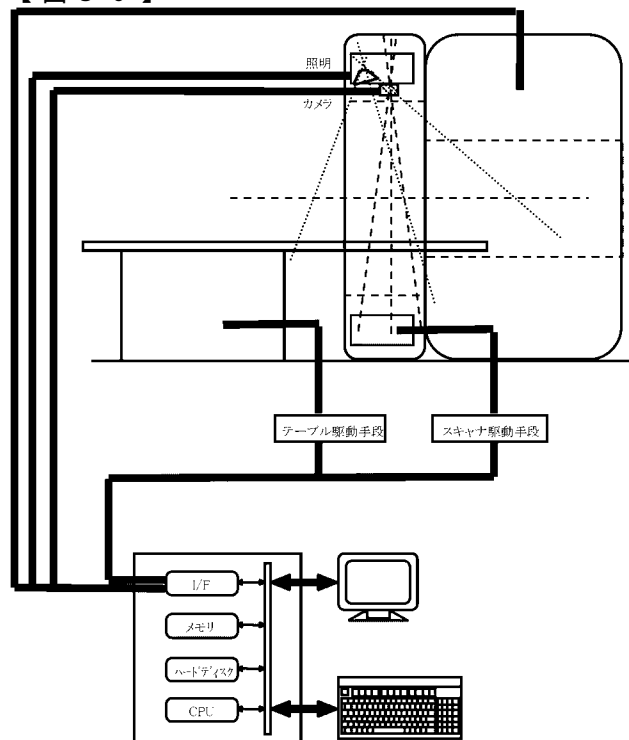
【図 48】



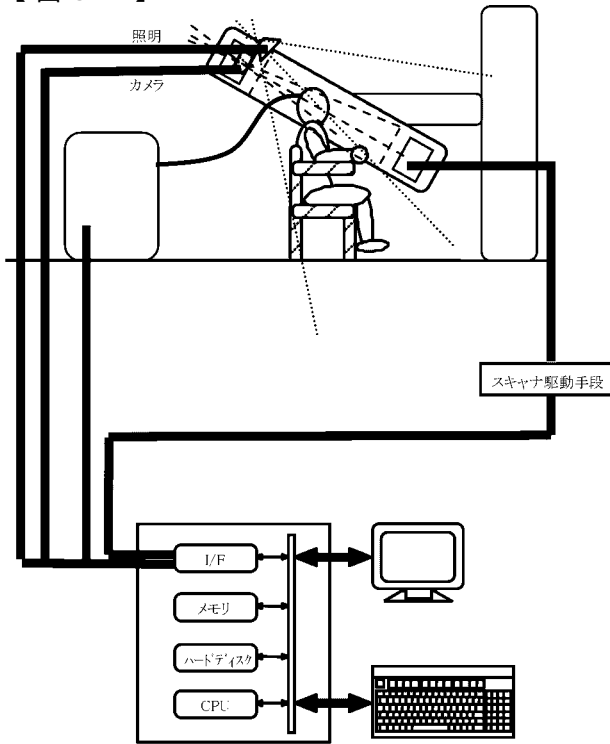
【図 49】



【図 50】



【図 5 1】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 5/05 3 8 0

F ターム(参考) 4C096 AA18 AB36 AB41 AD14 DC36 DC40
4C601 BB03 EE30 JC20 KK24

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 画像表示装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP2006204330A | 公开(公告)日 | 2006-08-10 |
| 申请号 | JP2005016352 | 申请日 | 2005-01-25 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社日立医药 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 株式会社日立メデイコ | | |
| [标]发明人 | 篠原大 榎宏太郎 | | |
| 发明人 | 篠原 大 榎 宏太郎 | | |
| IPC分类号 | A61B6/03 A61B6/00 A61B6/08 A61B6/14 A61B8/00 A61B5/055 | | |
| FI分类号 | A61B6/03.360.Q A61B6/03.360.G A61B6/00.360.B A61B6/08.330 A61B6/14.313 A61B8/00 A61B5/05.380 A61B5/055.380 A61B6/14.300 | | |
| F-TERM分类号 | 4C093/AA02 4C093/AA22 4C093/AA27 4C093/BA03 4C093/CA16 4C093/CA23 4C093/CA34 4C093/DA04 4C093/DA05 4C093/EA02 4C093/EB10 4C093/EC02 4C093/EC16 4C093/FF35 4C093/FF42 4C096/AA18 4C096/AB36 4C096/AB41 4C096/AD14 4C096/DC36 4C096/DC40 4C601/BB03 4C601/EE30 4C601/JC20 4C601/KK24 | | |
| 代理人(译) | 高桥幸三 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：通过同时适当重叠地显示对象的荧光图像和可见光图像来轻松掌握对象的状态。 解决方案：内部结构获取装置辐射来自X射线源的X射线，以及用于通过面向X射线源布置的检测器或使用核磁共振MRI成像的X射线成像装置。和超声波装置。 外表面信息获取装置由用于对从被检体反射的可见光进行成像的可见光成像装置（照相机等）组成。显示单元从可见光图像捕获单元的成像结果重建可见光三维图像，并且以重叠的方式显示图像和由内部结构获取单元获取的内部结构。[选择图]图2

